

VŠB - Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

Vyhodnocení biologických signálů

Biological Signal Analysis

Zadání diplomové práce

Student: **Ing. Monika Darebníková**
Studijní program: N2649 Elektrotechnika
Studijní obor: 3901T009 Biomedicínské inženýrství
Téma: **Vyhodnocení biologických signálů**
Biological Signal Analysis

Zásady pro vypracování:

1. Seznámení se s měřením elektrické aktivity srdce.
2. Seznámení se se zpracováním elektrokardiografických záznamů.
3. Seznámení se s měřením a zpracováním Frankova svodového systému.
4. Návrh a realizace zpracování elektrokardiogramu Frankova svodového systému.
5. Provedení testů na reálných záznamech a zpracování výsledků.
6. Vyhodnocení dosažených výsledků.

Seznam doporučené odborné literatury:

1. KHAN, M. G. *EKG a jeho hodnocení*. 1. vyd. Praha: Grada, 2005. 348 s. ISBN 80-247-0910-4.
2. KAUTZNER, J. Technické provedení srdeční resynchronizační terapie. *Kardiologická revue – mimořádné vydání* 2004. s.18–21.
3. PROCHÁZKA, A. - HOŠTÁLKOVÁ, E. Zpracování biomedicínských signálů a obrazů pomocí wavelet transformace. *Automatizace*, červen 2007, roč. 50, č. 6, s.397–401. ISSN: 0005-125X.
4. ČIHÁK, R. *Anatomie 3*. 2. upravené vyd. Praha: Grada, 2004. 692 s. ISBN/EAN 80-247-1132-X / 9788024711324.

Formální náležitosti a rozsah diplomové práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí diplomové práce: **Ing. Marek Penhaker, Ph.D.**

Datum zadání: 18.11.2011

Datum odevzdání: 04.05.2012

doc. Ing. Jiří Koziorek, Ph.D.
vedoucí katedry



prof. RNDr. Václav Snášel, CSc.
děkan fakulty

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracovala samostatně. Uvedla jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpala.



.....
Ing. Monika Darebníková

Datum odevzdání diplomové práce: 4. 5. 2012

V Ostravě

dne 4.5. 2012

Poděkování

Na tomto místě bych ráda poděkovala Ing. Marku Penhakerovi, PhD. za odborné rady a vedení v průběhu vypracování této práce. Poděkování patří také Ing. Petru Klimešovi a MUDr. Františku Jurkovi za cenné rady a připomínky.

Abstrakt

Tématem diplomové práce je návrh a programová realizace zpracování elektrokardiogramu Frankova svodového systému. Této realizaci předchází předzpracování EKG záznamu reálných dat, čímž se rozumí úprava dat filtrací. Práce je zaměřena na optimální detekci komorového komplexu elektrokardiografických signálů. Hlavní zaměření práce činí výpočet a grafická prezentace vektorkardiogramu ortogonálních svodů. Pomocí statistické analýzy jsou vyhodnoceny výsledky u jednotlivých VKG rovin. Data načtená z databáze jsou v této práci analyzována pomocí programu MATLAB.

Klíčová slova

Srdce, EKG, Frankovy svody, VKG, MATLAB

Abstract

This thesis topic is a suggestion and programme realization of Frank lead system electrocardiogram processing. Pre-processing of ECG real data record preceded this realization, i.e. data adjustment by filtration. This work is focused on optimal detection of ventricle complex of electrocardiographical signals. The main aim of this work is calculation and graphical presentation of orthogonal lead vectorcardiogram. Using statistic analysis the results of each VKG level are evaluated. Data loaded from the database are analysed using the MATLAB programme in this work.

Key words

Heart, ECG, Frank's lead, VCG, MATLAB

Seznam použitých symbolů a zkratek

1D	Jednorozměrný
2D	Dvourozměrný
3D	Trojrozměrný
A/D	Analogově-digitální převodník
AV	Atriovertikulární
CWT	Spojité vlnková transformace
EKG	Elektrokardiografie
ESP	Elektrické srdeční pole
FFT	Rychlá Fourierova transformace
FK	Fibrilace komor
IM	Infarkt myokardu
LK	Levá komora srdeční
PK	Pravá komora srdeční
QRS	Komplex kmitů EKG signálu
SA	Sinoatriální uzlík
SEP	Srdeční elektrické pole
SKG	Orbitová spaciokardiografie
STFT	Krátkodobá Fourierova transformace
TK	Krevní tlak
VKG	Vektorkardiografie
WT	Vlnková transformace

Obsah

ÚVOD.....	- 1 -
1 SRDCE A JEHO ČINNOST.....	- 2 -
1.1 ANATOMIE A FYZIOLOGIE SRDCE.....	- 2 -
1.2 ELEKTRICKÁ AKTIVITA MYOKARDU.....	- 4 -
1.2.1 Klidový membránový potenciál	- 4 -
1.2.2 Akční potenciál.....	- 4 -
2 POVRCHOVÁ ELEKTROKARDIOGRAFIE.....	- 6 -
2.1 STANDARDNÍ DVANÁCTI SVODOVÝ SYSTÉM	- 6 -
2.1.1 Bipolární končetinové svody dle Einthovena.....	- 7 -
2.1.2 Unipolární končetinové svody dle Goldbergera.....	- 7 -
2.1.3 Unipolární hrudní svody dle Wilsona.....	- 8 -
2.2 VZNIK ELEKTROKARDIOGRAMU	- 8 -
2.3 POVRCHOVÉ EKG ELEKTRODY	- 10 -
3 FRANKŮV ORTOGONÁLNÍ SVODOVÝ SYSTÉM.....	- 11 -
3.1 VEKTORKARDIOGRAFIE	- 11 -
3.2 PRINCIP FRANKOVA KORIGOVANÉHO SYSTÉMU	- 13 -
3.2.1 Rozmístění elektrod.....	- 13 -
3.3 VILÉM LAUFBERGER.....	- 15 -
3.4 PŘEPOČET EKG NA VKG.....	- 15 -
4 ZPRACOVÁNÍ BIOLOGICKÝCH ZÁZNAMŮ.....	- 18 -
4.1 PŘEDZPRACOVÁNÍ DAT	- 18 -
4.2 ARTEFAKTY.....	- 19 -
4.2.1 Technické artefakty	- 19 -
4.2.2 Biologické artefakty	- 19 -
4.3 ANALÝZA ELEKTROKARDIOGRAFICKÉHO SIGNÁLU	- 20 -
4.3.1 Analýza v časové oblasti	- 20 -
4.3.2 Analýza ve frekvenční oblasti	- 21 -
5 NÁVRH A REALIZACE ZPRACOVÁNÍ INFORMACE ELEKTROKARDIOGRAFU FRANKOVÝCH SVODŮ	- 25 -
5.1 POPIS DAT	- 25 -
5.1.1 Programová realizace zpracování dat.....	- 26 -
5.2 NAČTENÍ REÁLNÝCH DAT A JEJICH ÚPRAVA	- 26 -
5.2.1 Odstranění rušivých složek signálu	- 27 -
5.2.2 Detekce významných bodů.....	- 29 -
5.2.3 Tepová frekvence	- 31 -
5.3 ZOBRAZENÍ VEKTORKARDIOGRAMU V JEDNOTLIVÝCH ROVINÁCH	- 31 -
5.3.1 Aktuální VKG křivky	- 33 -
5.3.2 Průměrné VKG křivky	- 34 -
6 GRAFICKÉ UŽIVATELSKÉ ROZHRANÍ – PROGRAMOVÁ REALIZACE	- 36 -
6.1 DATOVÁ PREZENTACE SIGNÁLU.....	- 36 -
6.2 ZOBRAZENÍ VKG	- 39 -
6.2.1 Příprava EKG záznamu	- 39 -
6.2.2 Vizualizace výsledků v rovinách.....	- 40 -
7 PROVEDENÍ TESTŮ NA REÁLNÝCH ZÁZNAMECH A ZPRACOVÁNÍ VÝSLEDKŮ.....	- 43 -
7.1 INTRAINDIVIDUALITA.....	- 43 -
7.1.1 Statistické zpracování míry rozptylu	- 43 -

7.2	VYHODNOCENÍ VÝSLEDKŮ A TESTY	- 47 -
7.2.1	Porovnání fyziologických záznamů.....	- 47 -
7.2.2	Shrnutí zpracovaných dat	- 55 -
ZÁVĚR		- 56 -
SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY		- 57 -
SEZNAM PŘÍLOH		- 58 -

Úvod

Srdce. Příroda si dala na jeho konstrukci opravdu záležet. Vytvořila v něm vzorný ústroj vytrvalosti a účelnosti, který nesmí ze svých 2,5 miliardy tepů, jež provede za lidský život, vynechat nikdy několik tepů za sebou.

Otázky zdraví jsou jedním z hlavních motivací lidské činnosti i výzkumu posledních století. Koncentrace na tuto problematiku a pokroky v oblasti fyziky vedou k rozvoji stále dokonalejších vyšetřovacích metod díky přístrojové technice. Aby bylo možné kardiovaskulární nemoci účinně a efektivně léčit, je nutné tyto nemoci správně a včas diagnostikovat. Živé organismy mohou do určité míry řídit své životní pochody. Těmito pochody se celý život na světové úrovni zabýval akademik Vilém Laufberger. Zasloužil se o mnoho objevů v neurologii vytvořením vzruchové teorie. Mimo jiné se také zasloužil o proslulost československé kardiologie. Zkoumal především elektrické projevy srdeční činnosti a zabýval se konstrukcí diagnostických přístrojů. Vrcholem v kardiologii bylo diagnostikování srdce pomocí spaciokardiografie, která umožňuje získat prostorový záznam elektrických projevů srdeční činnosti. Laufberger průkopnický spojoval rozvíjející se elektroniku spolu s lékařskými vědami, čímž se zasloužil o základy biomedicínského inženýrství.

Během let se vyvinulo mnoho metod určených pro diagnostiku kardiovaskulárního systému. V současné medicíně hraje primární roli zejména elektrokardiografie. EKG je nejstarším vyšetřením v kardiologii, nicméně zůstává nejčastějším užívaným kardiologickým vyšetřením. Další diagnostickou metodou, která vychází přímo z elektrokardiografie je vektorkardiografie (VKG). Tato metoda neposkytuje na první pohled tak jasné informace jako elektrokardiografie, proto se příliš nepoužívá. Přesto má v sobě určitý potenciál, který je možné v jistých situacích využít, a proto se začíná objevovat jako základní vybavení u moderní přístrojové techniky.

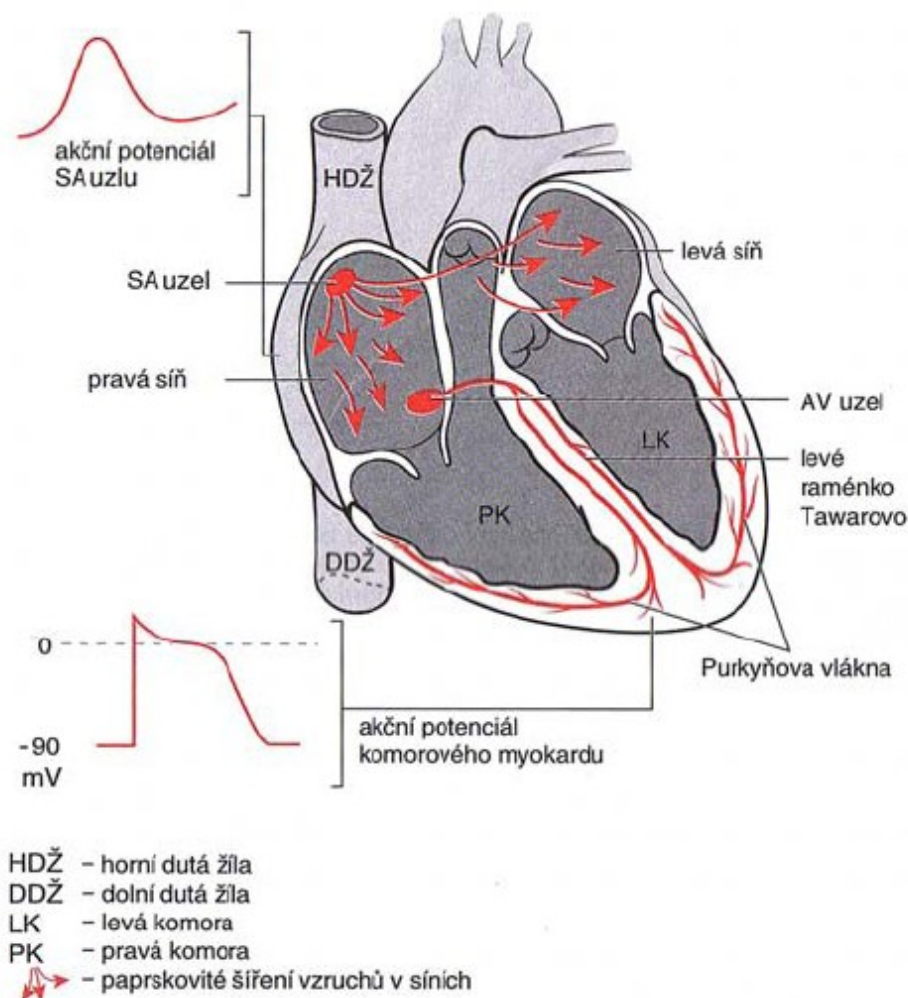
Analýza elektrokardiogramu i vektorkardiogramu jsou významným nástrojem diagnózy srdečních onemocnění. Z klinického hlediska jsou užitečné informace obsaženy zejména ve velikostech jednotlivých vln, kmitů a v době trvání intervalů, které jsou odvozeny z významných bodů elektrokardiogramu. V dnešní době existuje celá řada přístupů detekce komorových komplexů QRS.

1 Srdce a jeho činnost

Srdce (latinsky cor) zastává v lidském těle nenahraditelnou funkci. Je to jedinečný orgán, který pracuje 24 hodin denně po celý život člověka. Pravidelnými kontrakcemi srdečního svalu pumpuje krev do celého oběhového systému, jenž krev rozvádí po celém lidském těle. Zásobuje ho tak kyslíkem a živinami, které jsou nezbytné pro správnou funkci lidského těla jako celku. Zároveň napomáhá s odvodem odpadních látek. Stahuje se průměrně stotisíckrát denně a v klidovém stavu při tom přečerpá 5 až 7 tisíc litrů krve. Průměrně srdce udělá okolo 100 000 úderů každý den.

1.1 Anatomie a fyziologie srdce

Srdce je dutý svalový orgán, tvořený dvěma síněmi a dvěma komorami. Je uloženo mezi plicemi, hrudní kostí a bránicí. Má tvar kužele, jehož hrot (apex) směřuje doleva a dolů. Ve středohrudí je srdce fixováno především pomocí velkých cév, které vycházejí z jeho základny, tedy hlavně obloukem aorty, plicním kmenem a plicními žilami. U dospělého člověka je srdce asi 12cm dlouhé a 8-9cm široké. Hmotnost srdce se liší dle pohlaví - u muže se pohybuje asi kolem 280-340g, u žen kolem 230-280g.



Obr. 1 Převodní systém srdeční [1]

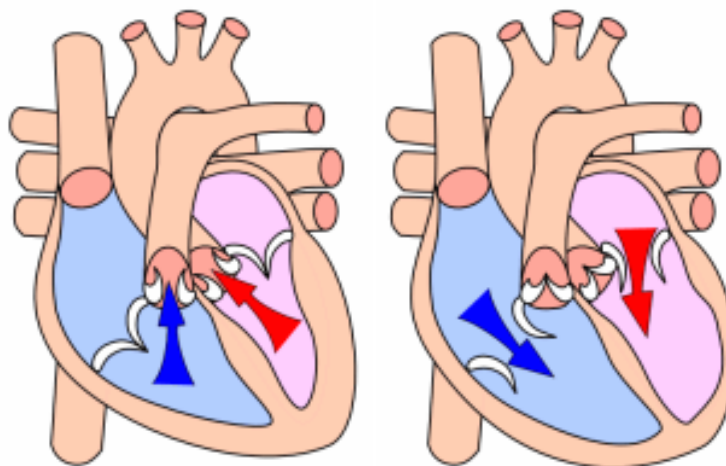
Zevně je pokryto vazivovým obalem zvaným osrdečníkem (perikard), pokrývající prakticky celé srdce. Uvnitř perikardu je tenká dvojité membrána, v tomto úzkém dvojitém vaku je perikardiální prostor. Zde se nalézá malá vrstva tekutiny, která chrání srdce před třením a nárazy. Uvnitř je srdce vystláno endokardem. Mezi endokardem a perikardem se nachází vlastní zdroj síly srdce – myokard.

Srdeční sval (myokard) je tvořen příčně pruhovanými svalovými vlákny, stejně jako svaly kosterní. Na rozdíl od nich však srdeční sval nelze ovládat vůlí. Jiný je u nich i mechanismus šíření akčního potenciálu. Svalová vlákna myokardu nemají neuromuskulární ploténky, k jejich dráždění dochází prostřednictvím lokálních proudů, šířících se celým myokardem. [2]

Srdce je velmi důmyslná mechanická pumpa, využívající sání (podtlak) a vypuzování (přetlak). Jak již bylo zmíněno, skládá se ze čtyř hlavních částí – dvou síní a dvou komor, kterými protéká krev při průchodu srdce. Každá ze síní je spojena s jednou komorou, navíc jsou od sebe navzájem odděleny chlopněmi. Krev je z krevního oběhu nasávána do síně, dále vytlačována ze síně do komory, a pak z komory zpět do oběhu. Proudění krve do komor a z komor regulují srdeční chlopně, jež také zabráňují zpětnému toku krve. Náraz krve na uzavřené chlopně při systole vytváří srdeční ozvy.

Pravá síň a komora jsou součástí malého plicního oběhu. Vstupy do pravé síně zajišťují horní a dolní dutá žíla, přivádějící odkysličenou krev z velkého krevního oběhu. Mezi pravou síní a komorou se nalézá trojcípá chlopeň, zabráňující opačnému toku krve při systole zpět do pravé síně. Pravá komora je pak pulmonální (pľlměsíčitou) chlopní oddělena od pulmonální tepny, která se následně rozdvíjí a odvádí krev k okysličení do plic. Z plic je okysličená krev přiváděna do levé síně, poté skrze dvojčípou chlopeň do komory a odtud přes antickou chlopeň do srdečnice (aorty). Z aorty je zásobován velký krevní oběh, jež přivádí okysličenou krev do tělních orgánů. Jelikož je zde nutný vyšší průtok krve než u malého plicního oběhu, je svalovina levé části srdce mohutnější.

Časovou souslednost kontrakce a relaxace síní i komor zajišťuje převodní systém srdeční (viz. Obr. 1). Pomocí něj se přenáší podráždění ve formě akčního potenciálu. Každému stahu srdce předchází vlna elektrického podráždění, jež začíná v sinoatriálním uzlu (SA uzlu). Vlny elektrické aktivity se dále šíří oběma síněmi a pokračují do atrioventrikulárního uzlu (AV uzlu). Spontánní depolarizace a repolarizace sinoatriálního uzlu je jedinečným automatickým zdrojem impulsů, které aktivují síně a atrioventrikulární uzel. Impulsy se poté šíří až k Tawarovým raménkům a jimi je aktivována svalovina obou komor. Směrem od SA uzlu k Purkyňovým vláknům se zmenšuje rychlost přenosu podráždění.



Obr. 2 Dvě hlavní fáze srdečního cyklu: systola a diastola [3]

Základem srdeční činnosti je rytmické střídání stahu srdeční svaloviny (systoly) a ochabnutí srdeční svaloviny (diastoly). Dochází vždy nejdříve ke stahu síní a po krátké pauze následuje stah komor. Systola je výsledkem depolarizace buněk myokardu, tedy probíhajícího akčního potenciálu, následovaného kontrakcí buňky. Diastola nastává se zpožděním po depolarizace buňky.

Průměrné srdce pracuje v rozmezí tepové frekvence 60 až 200 tepů za minutu, podle stavu a zatížení organismu. Tepová frekvence pod 60 tepů za minutu se nazývá bradykardie a nad 100 tepů za minutu tachykardie. Pokud ke stahům síní a komor dochází bez synchronizace, poté srdeční pumpa nepracuje správně. Dalším důvodem její špatné funkce mohou být vady chlopní, špatné zásobení kyslíkem či živinami, poruchy vzniku a přenosu akčního potenciálu.

1.2 Elektrická aktivita myokardu

Buňky srdečního svalu reagují na elektrické podráždění stahem. Některé buňky mají dokonce za úkol vytvářet spontánně rytmické podráždění a generovat neustále se měnící lokální proudy. Tyto buňky udávají rytmus činnosti srdce a nazývají se automatické, autonomní nebo pacemakerové. Samotné stažení srdečního svalu je způsobeno kontrakcí jeho buněk, které reagují na změnu napětí na své membráně. Pokud bychom chtěli tuto funkci buněk srdečního svalu popsat podrobněji, musíme zmínit obecné pravidla pro elektrické děje na buněčné membráně. To je umožněno intracelulární a extracelulární buněčnou tekutinou obsahující ionty anorganických i organických látek. Tyto tekutiny jsou schopné vedení elektrického proudu prostřednictvím volných iontů. K samotným změnám elektrického napětí na buněčné membráně je zapotřebí transport zmiňovaných volných iontů, přesněji umožnění jejich výměny mezi vnitřním prostorem buňky a okolím.

1.2.1 Klidový membránový potenciál

Výměna volných iontů může probíhat dvěma způsoby, tj. pasivním a aktivním transportem iontů. Pasivní transport je z větší části založen na difuzi neboli snaze roztoku o rovnováhu. Aktivní transport naopak vyžaduje přísun energie a téměř doslova pumpuje volné ionty přes membránu. Dochází tak k potřebnému pohybu volných iontů a k elektrickým změnám na buněčné membráně. Vzniká membránové napětí, jenž je způsobené nepřetržitým prouděním iontů membránou (jedná se o kationty sodíku a draslíku). Různé buňky mají jinou naměřenou hodnotu membránového napětí, které je definováno následujícím způsobem:

$$U_m = \varphi_i - \varphi_e \quad (1.1)$$

U_m [V] ... membránové napětí

φ_i [V] ... potenciál na vnitřní straně membrány

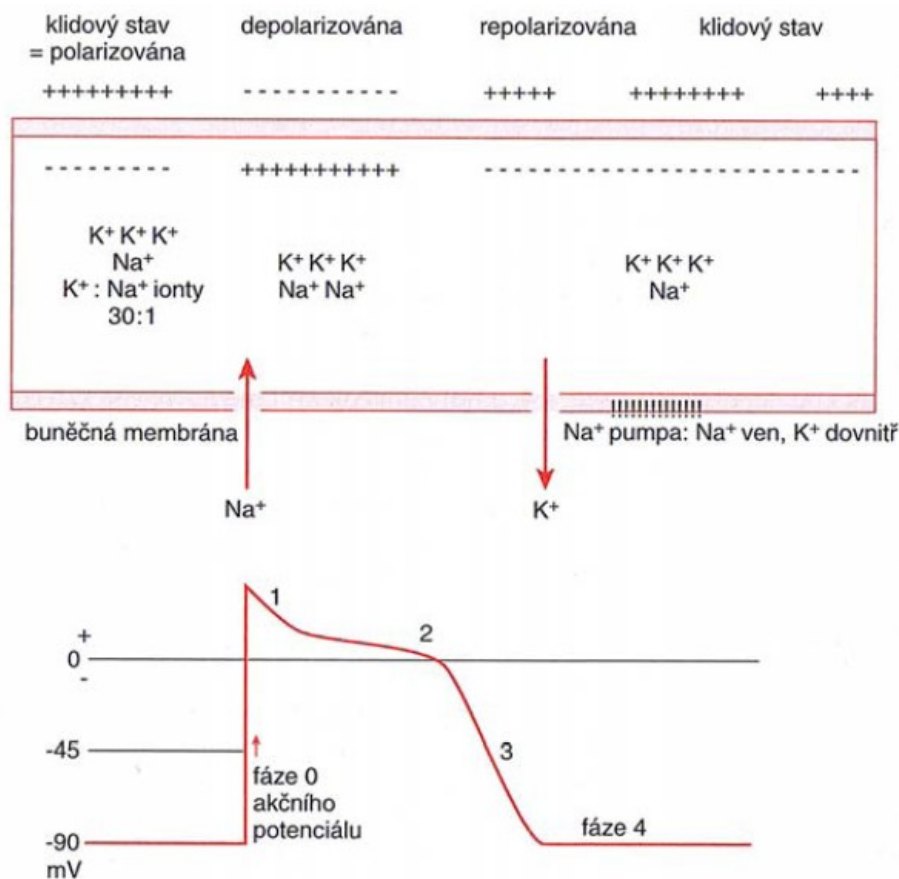
φ_e [V] ... potenciál na vnější straně membrány [2]

1.2.2 Akční potenciál

Při podráždění buňky může docházet k dočasné a rychlé změně membránového napětí. Při tomto ději se změní napětí na membráně až na tzv. prahovou hodnotu. Spustí se série dějů, jež vedou nejprve k rychlému růstu napětí a následnému přepólování buňky do maximálních kladných hodnot, následované návratem napětí zpět ke klidovému stavu buňky. Průběh akčního potenciálu u buněk srdečního svalu je odlišný od akčního potenciálu nervové buňky či buňky kosterního svalstva. Srdeční buňky mají navíc fázi plató, která zajišťuje pomalejší průběh celého procesu. Při akčním

potenciálu myokardu se mimo rychlých sodíkových a draslíkových kanálů uplatňuje pomalý vápníkový kanál. Průběh akčního potenciálu se rozděluje do pěti následujících fází:

1. depolarizace
2. transpolarizace
3. plató
4. repolarizace
5. obnovení klidového stavu



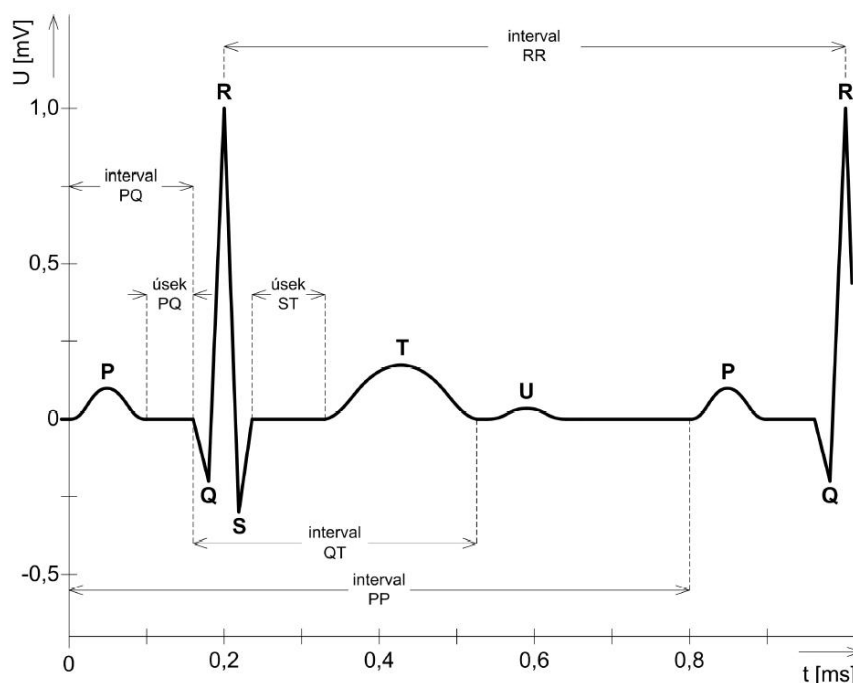
Obr. 3 Zjednodušený přehled výměny iontů [1]

Depolarizace membrány je způsobena zvýšením propustnosti sodíkových kationtů Na^+ , čímž tyto kationty začnou proudit do buňky z důvodu jejich vnitřní nízké koncentrace. K tomuto přispívá záporný elektrický potenciál intracelulárního prostoru. Dochází k prudkému snižování membránového napětí, což značí transpolarizaci. Prudce klesá i propustnost membrány pro kationty Na^+ , membránové napětí se vrací k nule urychlením tokem draslíkových kationtů K^+ ven z buňky. Přiměřeně polovičním prouděním je pokles membránového napětí zpomalen tokem vápníkových kationtů Ca^{++} . Na základě tohoto zpomalení nastává fáze plató. Repolarizace akčního potenciálu je poté urychlena ustáváním toku Ca^{++} do buňky, a v poslední řadě následuje obnovení klidového membránového napětí.

2 Povrchová elektrokardiografie

Elektrokardiografie je diagnostická metoda, která umožňuje snímat a zaznamenávat elektrickou aktivitu srdce. Jedná se o nejstarší základní vyšetřovací metodu v kardiologii. Zkušený lékař je schopen na základě tvaru elektrokardiografické křivky diagnostikovat, zda srdce pracuje správně. V případě odhalení patologie v elektrokardiogramu je lékař schopen ve většině případů určit o jakou srdeční vadu se jedná. Vše je schopen vyhodnotit na základě tvaru křivky spolu s informací o aktuálním rozložení elektrod na vyšetřované osobě.

Záznam elektrické činnosti srdce se v klinické praxi provádí pomocí elektrokardiografického přístroje (elektrokardiografu neboli EKG). Samotné snímání napětí z pacientova těla se provádí pomocí elektrod, jenž jsou na hrudníku a končetinách zapojeny dle standardizovaných schémat. Výsledný záznam je nazýváme jako elektrokardiogram, viz. Obr. 4 nebo kapitola 2.2.

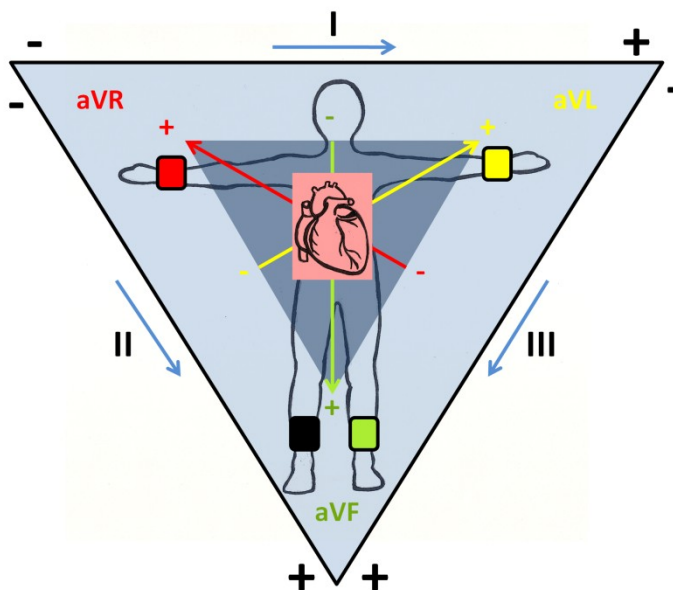


Obr. 4 EKG křivka – elektrokardiogram [2]

2.1 Standardní dvanácti svodový systém

Srdeční činnost generuje elektrické pole, které se dále šíří vodivým prostředím celého těla. Z tohoto důvodu můžeme elektrickou aktivitu srdce snímat i na jeho povrchu. Jedná-li se o komplexnější problém, který není z povrchového EKG zcela jasný, je možné pacienta podrobit katetrizaci srdce. Při tomto vyšetření jsou pomocí katetrů zavedeny měřicí elektrody přímo do srdečních dutin.

V praxi se při neinvazivním snímání EKG používá systém dvanácti svodů – napětí se měří mezi různými místy na končetinách a hrudníku pacienta. Tyto svody jsou rozděleny do tří skupin a jejich název plyne z jména svých autorů. Vycházíme z přesně stanovených postupů snímání a vyhodnocování, včetně osvědčených snímacích lokalit. Využívá se devíti elektrod – tři končetinové a šest hrudních.



Obr. 5 Zapojení Einthovenova trojúhelníku [4]

2.1.1 Bipolární končetinové svody dle Einthovena

EKG křivku lze aproximovat umístěním Einthovenových svodů do vrcholů rovnostranného tzv. Einthovenova trojúhelníku se srdcem v jeho středu. Einthovenovy svody jsou brány jako standardní, jsou tři a značí se římskými číslicemi I, II, III. Využívají tři elektrod, které jsou barevně rozlišeny z důvodu lepší orientace.

- pravá paže, označovaná jako RA
- levá paže, označovaná jako LA
- levá noha, označovaná jako LL

Využívá se ještě čtvrtá končetinová elektroda na pravé noze (označována jako RL). Tato elektroda neslouží ke snímání, ale má za úkol snížit souhlasnou složku signálu.

Einthovenovy svody jsou zapojeny bipolárně, to znamená, že každý ze tří svodů se měří vždy mezi dvěma aktivními elektrodami. Například mezi levou a pravou rukou měříme první svod označovaný římskou číslicí I (viz. Obr. 5).

2.1.2 Unipolární končetinové svody dle Goldbergera

Goldbergovy svody využívají stejný princip končetinových svodů jako standardní Einthovenovy svody. Goldbergovy svody jsou oproti tomu unipolární a měří signál vždy z jedné elektrody oproti referenci vytvořené spojením zbývajících dvou elektrod přes odpory $5k\Omega$. Například umístěním elektrody na pravou ruku a vytvořením referenčního svodu spojením elektrod z levé nohy a levé ruky můžeme měřit svod aVR. Předpona aV v označení jednotlivých svodů (aVR, aVL, aVF) je zkratkou zesíleného napětí.

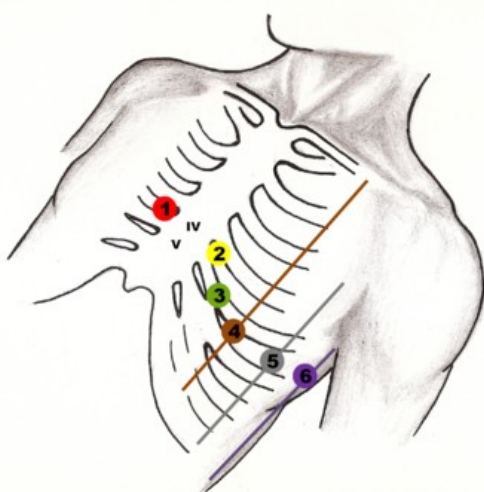
Označení svodů:

- aVR (kladná svorka připojena k RA)
- aVL (kladná svorka připojena k LA)
- aVF (kladná svorka připojena k LL)

2.1.3 Unipolární hrudní svody dle Wilsona

Elektrody se umísťují na standardně určená místa hrudníku a napětí na těchto elektrodách se měří proti Wilsonově centrální svorce (WCT). Kladný pól každého ze šesti svodů, označovaných V1 až V6, tvoří elektroda umístěna v krajině srdeční. Záporný pól je na WCT svorce, která je tedy vytvořena končetinovými svody spojenými dohromady přes odpory $5k\Omega$.

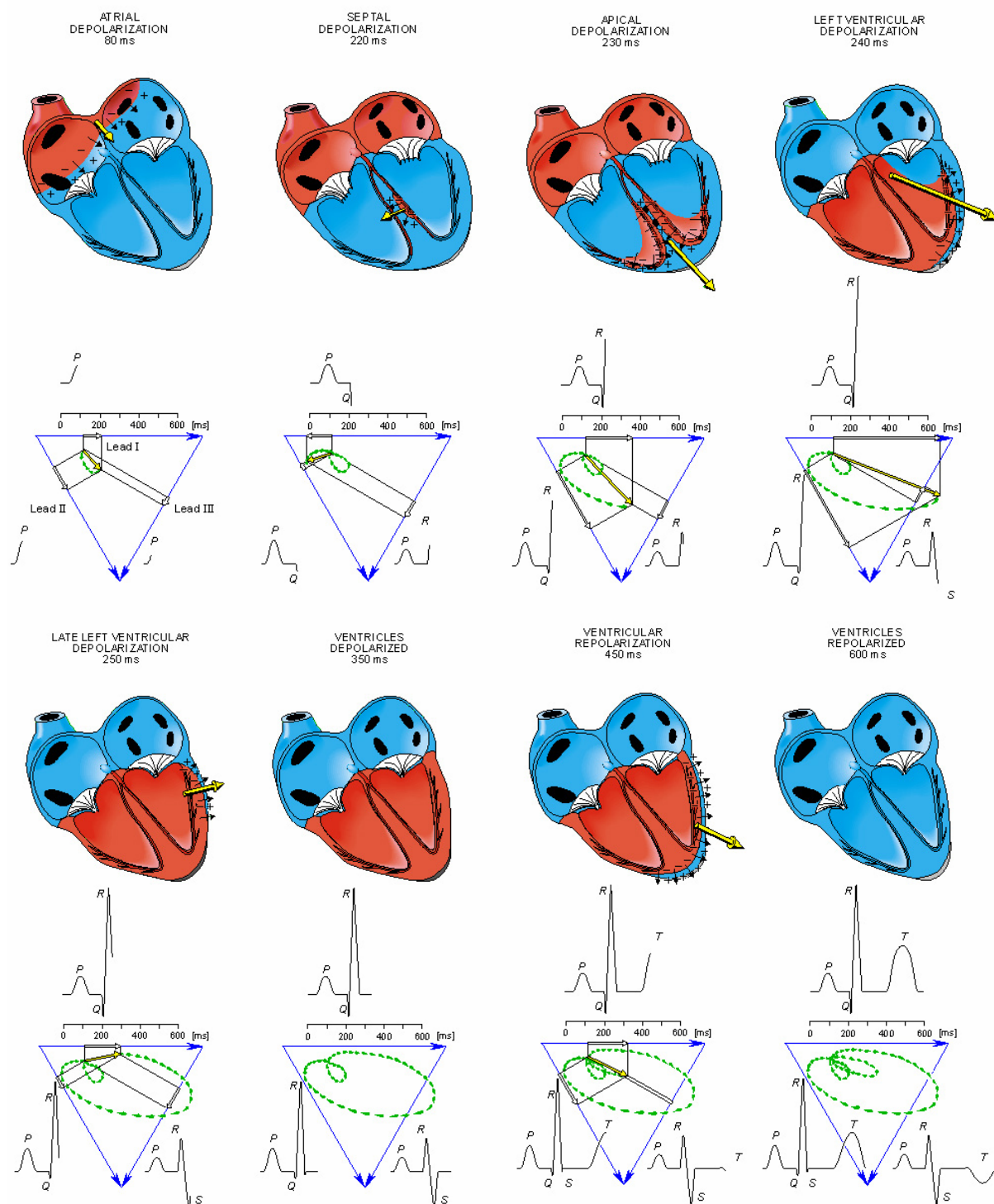
Při umísťování hrudních elektrod se řídíme polohou hrudní kosti (sternum), mezižebních prostorů, medioklavikulární čarou a střední axiální čarou. Mezižební prostory jsou označovány římskými číslicemi, počínaje nejbližším ke klíční kosti. Medioklavikulární čára je kolmá na klíční kost (clavicula) a prochází jejím středem. Střední axiální čára je svislá linie procházející středem podpaží (viz. Obr. 6 s jednotlivými hrudními elektrodami). [2]



Obr. 6 Zapojení hrudních svodů: V1, V2, V3, V4, V5, V6 [4]

2.2 Vznik elektrokardiogramu

Srdeční sval je tvořen mnoha tisíci (přibližně 10^{10}) svalových buněk. Každý okamžik depolarizace nebo repolarizace představuje pro velké skupiny buněk různé fáze aktivity. Elektrickou činnost každé součásti si můžeme představit jako vektorovou sílu. Vektor je definován jako síla, jež má směr a velikost. Úhrn všech okamžitých srdečních vektorů vytváří elektrickou činnost srdce. EKG zaznamenává sled okamžitých srdečních vektorů. Na velikost nebo amplitudu zaznamenávaných výchylek má vliv hmota depolarizované svaloviny a její vzdálenost od registrující elektrody. [1]



Obr. 7 Cyklus srdce s odpovídajícími záznamy EKG a VKG křivek [5]

Samotný cyklus začíná vznikem impulsu v autonomních buňkách sinusového uzlu. Postupným šířením potenciálu po stěnách síní se cca za 85ms celé polarizují, přičemž nastává systola síní. Tento děj je na EKG křivce vyjádřen vlnou P, jež se ve všech třech svodech projeví jako kladná výchylka nad základní linií. Časovou mezeru mezi vlnou P a kmitem Q způsobuje zpoždění v atrioventrikulárním uzlu, odtud se začíná aktivovat Hisův svazek a šíří vzruch až na konec Tawarových ramének. Začíná polarizace komor a vzniká kmit Q jako negativní výchylka ve svodech I a II. Ve svodu III je výchylka největší a kladná, jedná se o kmit R. Poté se i ve svodech I a II

projeví kladný kmit R jako výsledek výsledného elektrického vektoru, směřujícího dolů k srdečnímu hrotu. Purkyňova vlákna šíří vzruch dále na obě komory. Nejdříve je depolarizována pravá komora, jelikož levá komora má mohutnější stěny, a tak je depolarizace pomalejší. Kmit R je již na ústupu a spolu s polarizací komor je utvářen i poslední kmit z QRS komplexu (cca 225ms od plné aktivace). Nastupuje fáze relaxace, která se na křivce po krátké nečinnosti v podobě ST úseku projeví, jako vlna T. Vlna T se projevuje jako nesymetrie mezi pravou a levou komorou. Díky orientaci vektoru srdečního dipólu je ve svodu III negativní. Cyklus vlnou T končí a s ním zdánlivě i elektrická aktivita srdce, ta však spuštěním sinusového uzlu okamžitě znovu začíná.

Maximální naměřené hodnoty napětí se pohybují okolo 5mV. Špička R kmitu zpravidla dosahuje hodnoty přibližně 1mV, vlna P má pak hodnotu přibližně 0,1 až 0,15mV, vlna T se pohybuje v úrovni 2/3 R kmitu. Nejvýznamnější složka frekvenčního spektra kardiografického signálu leží v pásmu od 0,01Hz do 250Hz.

2.3 Povrchové EKG elektrody

Pro povrchové snímání EKG se využívají různé elektrody, dle typu a požadavků na měření. Při standardních vyšetřeních se nejvíce využívají klipsové končetinové a balónkové hrudní elektrody. Klasicky se používá slitina stříbro-nikl. Dále se aplikuje vodivý gel pro správný přenos elektrického náboje mezi ionty a elektrony pomocí jevu oxidace a redukce. U dlouhodobě hospitalizovaných pacientů se používají samolepící plovoucí elektrody, které se umísťují do podpažních jamek a mezi okraj hrudníku a kyčelní kost.



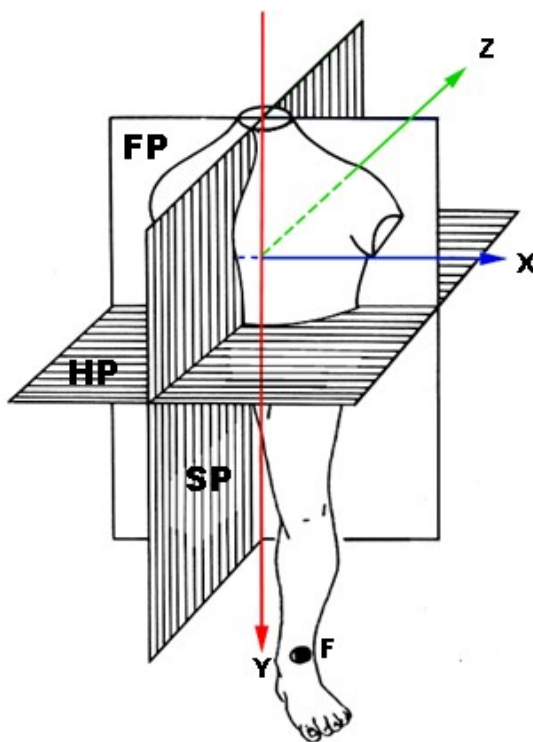
Obr. 8 Elektrody EKG: končetinové klipsové, hrudní balónkové a jednorázové samolepící [7]

3 Frankův ortogonální svodový systém

3.1 Vektorkardiografie

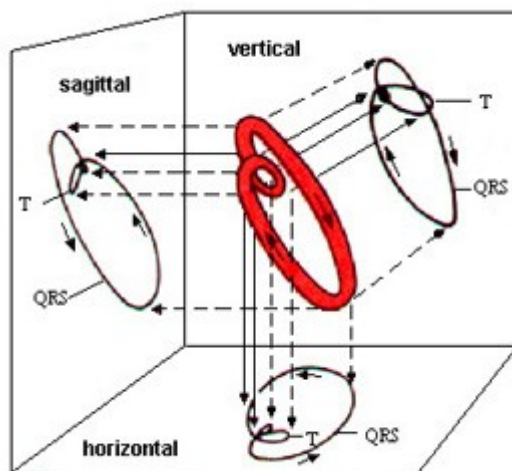
Vektorkardiografie (VKG) je diagnostická metoda, která se zabývá grafickým záznamem pohybu okamžitého elektrického sumačního vektoru v prostoru a čase. Jedná se o jinou formu záznamu elektrických projevů srdce z povrchu těla. Jejím cílem je získat průmět změn okamžitého vektoru (změny směru a velikosti) do tří navzájem kolmých anatomických rovin.

- frontální (vertikální) – dělí tělo na přední a zadní část /čelní/
- sagitální – dělí tělo na dvě části: pravou a levou /předozaďní/
- horizontální (transverzální) – dělí tělo na horní a dolní část



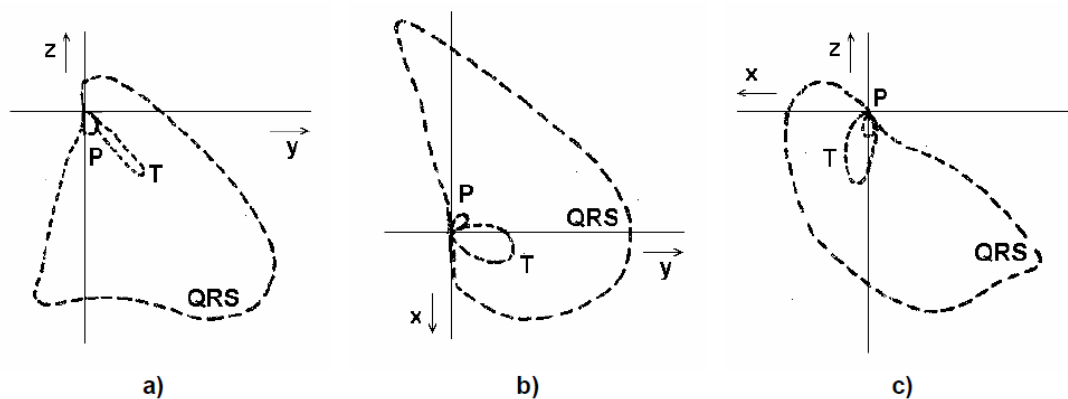
Obr. 9 Příslušné anatomické roviny [18]

Na rozdíl od signálů standardního elektrokardiografického svodového systému, které je zvykem zobrazovat v časové doméně, je běžné vyjadřovat informaci obsaženou v ortogonálních signálech prostorově ve třech zmiňovaných popisných rovinách (frontální, sagitální a horizontální). Průměty okamžitých vektorů napětí mají charakter uzavřených vektorkardiografických smyček. Sledujeme-li pohyb okamžitého elektrického sumačního vektoru v prostoru a čase, dostaneme trojici smyček. Tyto vektorkardiografické smyčky odpovídají vlně P, komplexu QRS a vlně T. Takovéto zobrazení se nazývá vektorkardiogram (viz. Obr. 11).



Obr. 10 Projekce VKG smyček do tří rovin [8]

Smyčka P (depolarizace síní) nebývá mnohdy zřetelná, a tudíž je nutno ji zvětšovat. Nejdůležitější je smyčka QRS komplexu (depolarizace komor), která má za fyziologického stavu tvar ovoidu, jehož delší osa sleduje prostorové uložení elektrické osy srdeční. Smyčka vlny T bývá menší (repolarizace svaloviny komor), tvarem podobná smyčce QRS komplexu. Za normálních okolností rotují smyčky vektorkardiogramu v čase proti směru hodinových ručiček (CCW). Pozor se musí dát v praxi, kdy lékaři zakreslují úhly ve směru hodinových ručiček (CW). Izoelektrická linie nulového potenciálu se zaznamenává do elektrického středu záznamu. Za patologických stavů se tvar, směr i rychlost rotace VKG smyček mění. Při specifických patologiích se může dokonce stát, že smyčky nebudou uzavřeny.



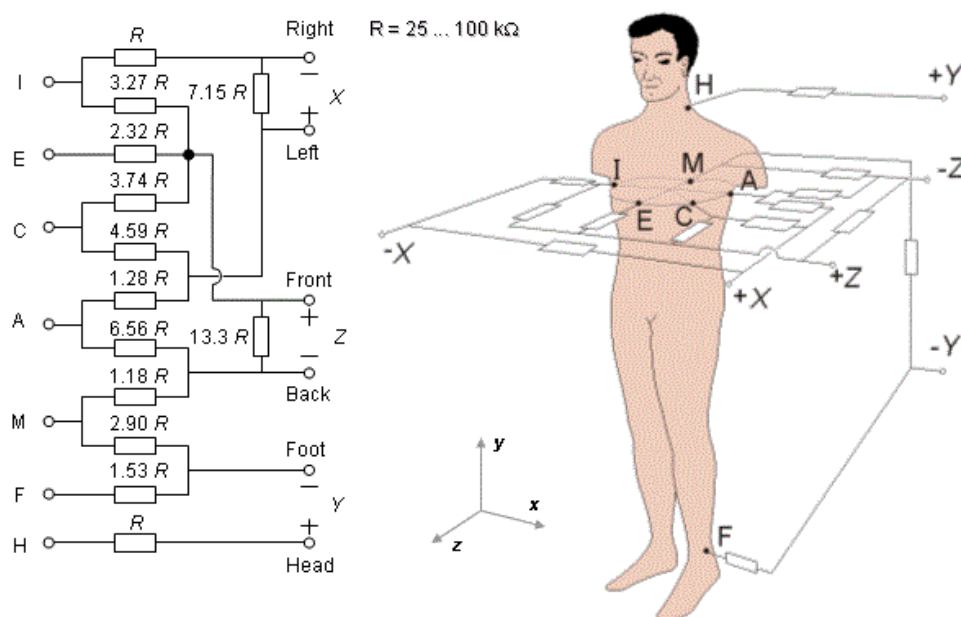
Obr. 11 Vektorkardiografické smyčky v rovině: a) sagitální, b) frontální, c) horizontální

Elektrokardiogram i vektorkardiogram zaznamenávají totožnou informaci, jejíž výsledné zobrazení se u obou metod liší. V dnešní klinické praxi se převážně používá klasický záznam elektrokardiogramu, který v jistých případech nemusí být zcela dostačující při přesné lokalizaci některých srdečních chorob. Pro znázornění elektrické aktivity srdce jsou tedy také důležitá trojrozměrná sledování, jenž umožňují ortogonální svodové systémy.

3.2 Princip Frankova korigovaného systému

Základním principem ortogonálních svodových systémů je využití několika elektrod sjednocených do jednoho svodu. Napětí z jednotlivých elektrod, umístěných na pacientově těle jsou převedena na odporovou síť. Z této sítě jsou poté odvozeny signály jednotlivých svodů U_x , U_y a U_z . Příkladem takových řešení jsou svodové systémy McFee, Schmidtův systém SVEC III, nebo nejvíce rozšířený Frankův systém.

Frankova soustava spojuje elektrody sítě odporů tak, aby byly výsledné tři potenciály vzájemně pravouhlé a stejně vzdálené od srdečního středu (korigované). Tudíž aby měly vektory svodů stejnou velikost a tvořili soustavu ortogonální, ale i ortonormální soustavu os, tedy pravouhlou soustavu os s jednotkovými vektory báze.



Obr. 12 Frankův ortogonální svodový systém [5]

Napětí z jednotlivých elektrod, umístěných na těle pacienta, jsou převedena na odporovou síť, ze které jsou odvozeny signály svodů U_x , U_y a U_z . Ve Frankově systému pro signály svodů platí vztahy:

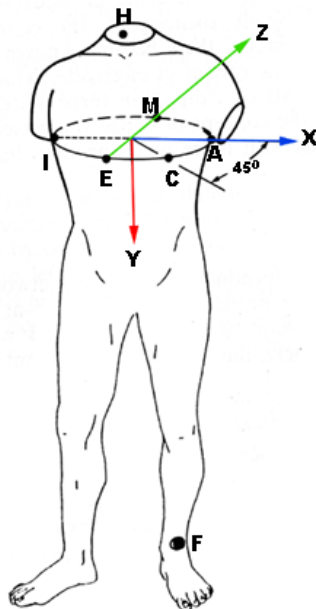
$$\begin{aligned} U_x &= 0,610 \cdot A + 0,171 \cdot C - 0,781 \cdot I \\ U_y &= 0,655 \cdot F + 0,345 \cdot M - 1,000 \cdot H \\ U_z &= 0,133 \cdot A + 0,736 \cdot M - 0,264 \cdot I - 0,374 \cdot E - 0,231 \cdot C \end{aligned} \quad (3.1)$$

kde A, C, E, F, H, I a M jsou potenciály na příslušných svorkách. [5]

3.2.1 Rozmístění elektrod

Frankův standardizovaný systém používá sedm základních elektrod, referenční elektroda je navíc na pravé noze. Signály z těchto elektrod se maticují v již zmiňované odporové síti. Přesné umístění elektrod je individuální pro každého pacienta na celém obvodu hrudníku a používá se tzv. zrcadlových obrazů. Zrcadlové elektrokardiogramy mají opačnou polaritu a nacházejí se na protilehlých částech hrudníku.

Ze tří ortogonálních svodů je jen jeden tvořen běžným způsobem (snímáním rozdílu potenciálu krku a bránice). Každý z obou horizontálních signálů je tvořen napětími měřenými na elektrodách umístěných podél horizontálního obvodu hrudníku. Podíly potenciálů jednotlivých elektrod na celkovém napětí svodu byly určeny empiricky měřením na elektrolytickém modelu hrudníku.



Obr. 13 Rozložení elektrod [18]

Používá se bipolárních elektrod, které se umisťují v transverzální rovině do 4. mezižebří střední klavikulární čáry vlevo a vpravo, ve vertikální rovině na krk a levou nohu a v sagitální rovině do 4. mezižebří nad hrudní kostí a ve stejné výši nad páteří. Výhodou je malý počet svodových míst, informujících o prostorových změnách elektrické aktivity srdce, čímž se získá komplexní informace o srdečním vektoru.

E	vpředu	
M	v protilehlém směru vzadu	
I	v pravé střední axilární čáře	
A	v levé střední axilární čáře	
C	45° od levé střední axilární čáry dopředu	
F	na levé noze	
H	vzadu na krku	
N	pravá noha (elektroda neutrální)	

Tab. 1 Označení a poloha jednotlivých elektrod

3.3 Vilém Laufberger

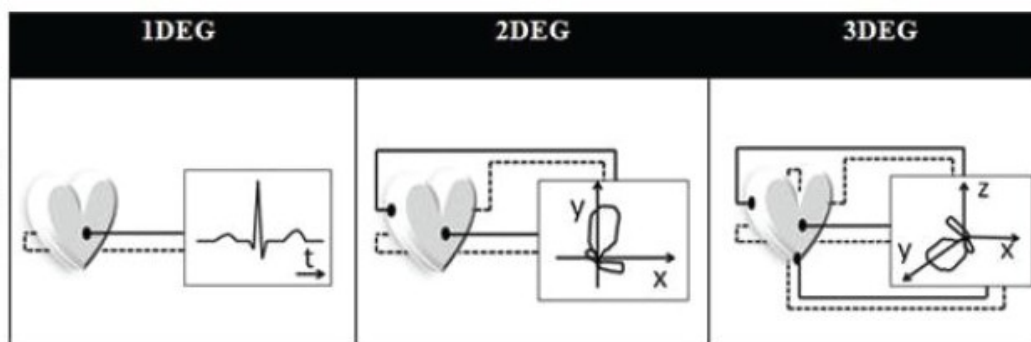
V padesátých a šedesátých letech minulého století nastal prudký rozvoj odborných publikací v elektrokardiografickém oboru. Vilém Laufberger jako vedoucí pražského Fyziologického ústavu založil po roce 1945 laboratoř vyšší nervové činnosti. Vydal publikaci *Vzruchová teorie*, čímž napomohl základním poznatkům o činnosti mozku. Další akademikova doživotní práce byla zaměřena na kardiologii. Nadchnul se pro srdeční vzrušivost a aktivitu srdečních potenciálů. Bylo vybudováno dobré technické, laboratorní i klinické pracoviště, kde ověřovali nové metodické postupy v kardiologické diagnostice.

Vilém Laufberger vyslovil nedostatky v dvojrozměrném zobrazování elektrické aktivity srdce, a tak sestavil jednoduchou soustavu – tři kolmé osy a povrch koule. Poloměr této koule je standardizovaná vzdálenost od srdečního elektrického středu, která lze vypočítat. Prostorová vektorkardiografie je v tomto případě nazývána jako spaciokardiografie (SKG).

Vektorkardiogram dává zcela jiný obraz než elektrokardiogram především díky mnoha detailům. Hlavně délka QRS komplexu je na klasickém EKG dlouhá několik milimetrů, kdežto zde je její délka asi dvacetkrát větší. Laufberger svým fyziologickým výzkumem ukázal nový pohled na vlastnosti elektrického srdečního zdroje, na zákonitosti šíření a rozložení elektrického pole na povrchu těla a na prostorové zobrazení elektrických změn v srdci. Prokázal, že sjednocení informací elektrického srdečního pole (ESP) v třírozměrném zobrazení obsahuje všechny základní časové a amplitudové změny srdečního zdroje.

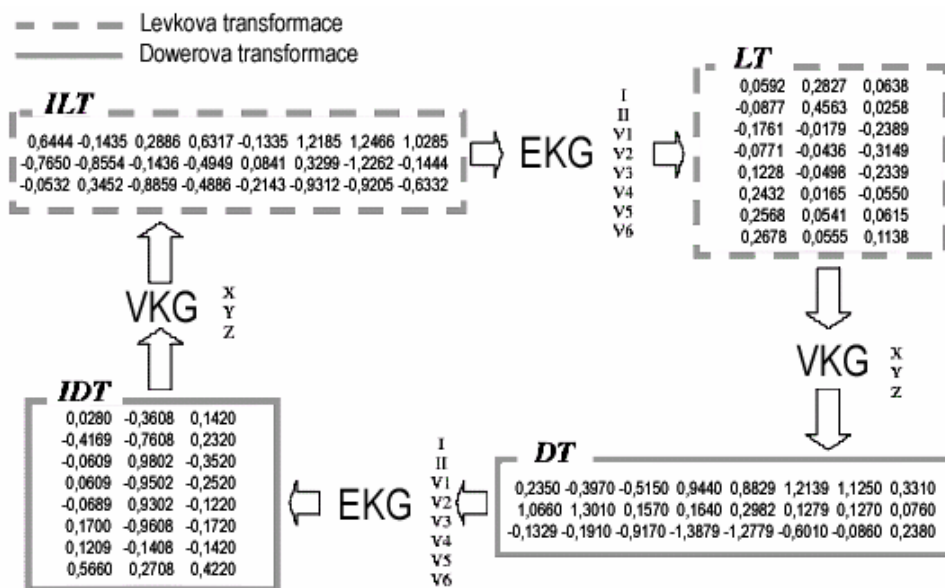
Většina ostatních badatelů (mimo Laufbergera) k zobrazování ESP používala VKG-systémy svodů s větším počtem elektrod na hrudníku a končetinách s unipolárním či bipolárním propojením. Jejich polohy měly být ortogonální a přizpůsobené na jakýsi standardní elektrický srdeční zdroj, avšak většinou bez úpravy jednotlivých svodů na stejnou vzdálenost od zdroje. Proto se srovnávané VKG různých autorů lišily tvarem i velikostmi. [9]

3.4 Přepočít EKG na VKG



Obr. 14 Znázornění 1D – 2D – 3D rozměrů [14]

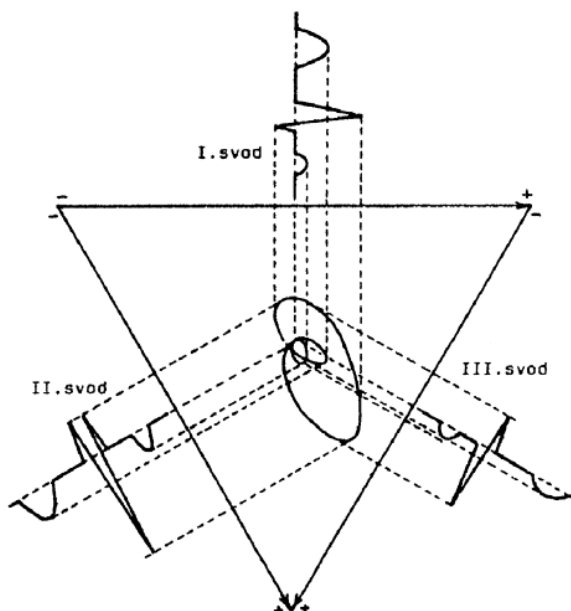
Pro přepočít uvedených zobrazení elektrické aktivity srdce EKG a VKG lze použít Levkovou a Dowerovou transformaci, jak znázorňuje Obr. 15. Tímto způsobem lze pomocí signálu z I. a II. Eithovenova svodu a šesti hrudních svodů provádět transformace na trojrozměrné zobrazení výchylky vektoru srdeční osy a zpět rekonstruovat EKG signál. Koeficienty v maticích vycházejí z mapování potenciálů hrudníku pomocí 256-elektrodového systému a experimentálního vymezení součinitelů. [12]



Obr. 15 Převod signálu EKG na VKG a zpět pomocí Levkové a Dowerové transformace [12]

Svody Goldbergovy jsou jen technickou náhražkou unipolárních svodů a nemohou být zařazeny do principálně samostatných soustav. Přepočítání EKG signálu na VKG lze dalším způsobem realizovat ve frontální rovině za pomoci goniometrických funkcí s použitím tří Einthovenových svodů. Pro souřadnice VKG platí:

$$\begin{aligned} x &= I + II \cdot \cos(120^\circ) + III \cdot \cos(60^\circ) \\ y &= I \cdot \sin(60^\circ) + II \cdot \sin(120^\circ) + III \cdot \sin(60^\circ) \end{aligned} \quad (3.2)$$



Obr. 16 Projekce frontální vektorkardiogramu do Einthovenova trojúhelníku [2]

Máme-li k dispozici tři ortogonální EKG svody (X, Y a Z), můžeme vektorkardiogram v prostoru popsat ve sférických souřadnicích pomocí vektoru a dvou úhlů. Je zde rovněž implementován výpočet sklonu elektrické osy srdeční pomocí goniometrické funkce arctg:

$$A = \sqrt{X^2 + Y^2 + Z^2} \quad (3.3)$$

$$\varnothing = a \tan\left(\frac{-Y}{\sqrt{X^2 + Z^2}}\right) \quad (3.4)$$

$$\lambda = a \tan\left(\frac{Z}{X}\right) \quad (3.5)$$

Prostorové uložení celých křivek nebo jednotlivých částí se hodnotí popisem úhlů azimutu (AZ) v horizontálním průmětu a úhlů elevace (EL) v rovině frontální nebo sagitální. Skutečné vektorové hodnoty amplitud v prostoru se musejí počítat z nalezených úhlů v daném čase. [9]

4 Zpracování biologických záznamů

Před zpracováváním naměřených dat je potřeba nejdříve tyto data správně získat. Lidské tělo tvoří velmi složitý systém a jeho jednotlivé části na sebe navzájem působí svou elektrickou aktivitou. Chceme-li tuto aktivitu určité části měřit, musíme navíc počítat i s vnějším rušením a mnohdy s velice slabými nebo dokonce neměřitelnými signály, jenž bývají navíc zcela ukryty za rušivými složkami. Po získání užitečných dat můžeme dále signály zpracovávat za účelem rozšíření spektra informací, které jsme z těchto signálů schopni vyčíst.

Signálem se rozumí určitá fyzikální kvalita nebo kvantita, která zprostředkovává informaci. Signálem je tedy každá fyzikální veličina schopná přenášet zprávy, popřípadě informace. Biologický signál je speciální druh signálu, jelikož má svůj původ v živém organismu. Může být vyvolán přirozeně samotnými projevy živého organismu, nebo uměle fyzikálním působením na organismus z vnějšku. Z hlediska lékařské diagnostiky jsou v současné době nejdůležitější bioelektrické signály. Při jejich snímání a zpracování nás zajímá zejména rozkmit (napětí mezi špičkami) a využívané frekvenční pásmo. Před samotným získáním užitečného signálu je nutná jeho úprava a především odstranění artefaktů.

4.1 Předzpracování dat

Od membránového napětí buněk a iontů přenášejících elektrický náboj vede k souboru v počítači s konkrétními čísly dlouhá cesta, resp. měřicí řetězec. Vše závisí na precizním ošetření a úpravě naměřeného signálu. Předzpracováním tedy rozumíme zesílení biosignálu na úroveň potřebnou pro jeho další zpracování a odstranění rušivých složek signálu. Je možné jej realizovat analogově, a nebo v kombinaci s číslicovými obvody.

Do signálového řetězce předzpracování dat patří: vstupní předzesilovač, hornopropustný filtr, izolační bariéru, dolnopropustný filtr, filtr síťového rušení, zesilovač s proměnným zesílením. Záleží na umístění A/D převodníku, za kterým má signál diskretní charakter.

Vstupní předzesilovač má většinou diferenční vstup, sloužící k potlačení souhlasného rušivého napětí. U povrchových Ag/AgCl elektrod uvažujeme odpor rozhraní elektrody-pokožky 100kΩ, tudíž musí mít vstupní předzesilovač vysoký vstupní odpor v řádech MΩ. Samotné zesílení však nemůže být příliš vysoké, jelikož jsou navíc ve vstupním signálu obsaženy rušivé složky.

Za filtrem typu horní propust dochází k většímu zesílení. Tento filtr slouží především k odstranění stejnosměrné a pomalu se měnící složky signálu, eliminuje artefakty způsobené půlčlankovým napětím i pohybem pacienta.

Izolační zesilovač galvanicky odděluje vstupní a výstupní části signálového řetězce. Řeší tzv. izolační bariéru, jenž má za úkol vytvořit samostatný obvod pacienta, který nebude fyzicky spojen s ostatními obvody. Zabraňuje především vzniku zemních smyček, předchází tak ohrožení pacienta před unikajícím proudem. Zároveň chrání obvody lékařského přístroje proti možným výbojům z defibrilátoru. Tato bariéra může být v analogové části realizována izolačním zesilovačem, v číslicové části jednoduchým optočlenem.

Filtr typu dolní propust omezuje frekvenční spektrum signálu na užitečný rozsah a eliminuje tak vysokofrekvenční rušení. Frekvence řezu filtru je dána typem zpracovávaného biosignálu a použitou vzorkovací frekvencí. U většiny bioelektrických signálů zpracováváme signál ve frekvenčním pásmu maximálně do 300Hz. Výjimkou je invazivní elektromyografický signál, jenž

zpracováváme v pásmu do 10kHz. Dále je vhodné umístit filtr co nejbližší k A/D převodníku, aby bylo potlačeno případné vysokofrekvenční rušení, které se do signálového řetězce dostane. [2]

Filtr síťového rušení je realizován typu pásmová zadrž s nastavením na hodnotu 50Hz. Zesilovač s proměnným zesílením umožňuje měnit zesílení řetězce tak, aby byl využit plný rozsah A/D převodníku.

Z řetězce předzpracování signálu, který měl na vstupu analogový signál z elektrod mnohdy znehodnocený technickými i biologickými artefakty, získáváme upravený signál s vysokým odstupem užitečné složky od rušivé. Tento signál už má informační hodnotu a samotný pohled na křivku naměřených dat poskytne zkušenému lékaři množství informací o vyšetřovaném orgánu. Signál je však navíc zaznamenán a uložen do paměti záznamového zařízení. Ve většině případů máme k dispozici soubor s konkrétními hodnotami (surovými čísly), které reprezentují naměřená data a můžeme je načíst do jiného přístroje nebo počítače pro další zpracování a analýzu.

4.2 Artefakty

Artefaktem se v lékařské diagnostice rozumí část záznamu, která nemá fyziologický původ ve vyšetřovaném orgánu. Ve většině případů se artefakty mohou dělit na technické a biologické.

4.2.1 Technické artefakty

Mezi technické artefakty řadíme elektrostatické potenciály, rušení elektrorozvodnou sítí, impulsní rušivé signály, rušivá elektromagnetická pole a šum elektronických prvků a obvodu.

Vlivem špatného kontaktu elektrody s pokožkou mohou nastat elektrostatické potenciály. Projevují se např. při vyschnutí vodivého gelu, kontaminací biologickým materiálem, změnami prokrvení tkáně v místě kontaktu nebo změnami jejího zásobení kyslíkem. Artefakty tohoto druhu mohou vznikat také při elektrostatických výbojích v blízkém okolí elektrod či vstupních obvodů diagnostických přístrojů.

Rušení elektrorozvodnou sítí (síťový brum) se do užitečného signálu zanáší kapacitními vazbami mezi tělem pacienta a jeho okolím, parazitními kapacitami mezi signálovým vedením a jeho okolím, elektromagnetickou indukcí a vlivem parazitních vazeb v elektrických obvodech diagnostických přístrojů. Z naměřeného signálu lze 50Hz odstranit pomocí filtrace.

Stejně tak může být užitečný signál zanášen impulsním rušivým signálem, jež pochází ze spínaných zdrojů, elektromotoru, vznikajícím při zapínání a vypínání elektrospotřebičů. Zdrojem impulsního rušení jsou i číslicové obvody. Obdobné artefakty mohou vznikat i při přepínání svodu, hlavně u starších diagnostických přístrojů, které jsou vybaveny mechanickými přepínači. Zdrojem artefaktu při záznamu bioelektrických signálů jsou mobilní telefony, které mohou znemožnit správné fungování zdravotnického přístroje.

Vlastní šum elektronických prvků a obvodů se projevuje u analogové části vstupních obvodů diagnostických přístrojů (u aktivních i pasivních prvků). Výhodou číslicového zpracování signálu je mimo jiné jistá míra odolnosti proti rušivým vlivům technického charakteru.

4.2.2 Biologické artefakty

Nejvíce se projevující biologické artefakty v elektrokardiografii jsou pohybové artefakty a artefakty vznikající vzájemným vlivem různých orgánů. Elektrokardiografický signál je např. modulován v rytmu dýchání. Při jeho záznamu se do užitečného signálu prolínají i rušivé signály,

což je dáno překrytím jednotlivých frekvenčních spekter. Pro dosažení co největší kvality signálu musí být přizpůsoben vstupní zesilovač přístroje.

Pohybový artefakt lze definovat jako rušení způsobené pohybem rozhraní elektroda-elektrolyt. Při tomto pohybu dochází ke změně koncentrace iontů u rozhraní, což se projeví dočasnou změnou půlčlankového potenciálu a nastává chyba měření.

4.3 Analýza elektrokardiografického signálu

Analýza dat je vlastně výsledkem celého zpracování signálu. Je to postup, při kterém se z naměřeného a předzpracovaného signálu získávají potřebná data. Cílem analýzy signálů je výpočet požadovaných parametrů nebo charakteristik těchto signálů.

K základní analýze dochází již při prvním pohledu na naměřenou křivku. Pouhým okem jsme schopni zhodnotit kvalitu získaného záznamu a jeho základní tvary. Pokud má lékař k dispozici křivku elektrokardiogramu, může pomocí EKG pravítka a znalosti o rychlosti pořizování záznamu spočítat prvotní hodnoty. Je schopen určit tepovou frekvenci, velikost amplitudy jednotlivých vln i kmitů a posoudit abnormality v morfologii křivek. Analýza klasického elektrokardiogramu se v praxi používá pro diagnózu poruch srdečního rytmu, akutního srdečního infarktu či dalších projevů srdeční ischemie. Dále je důležitou pomocnou metodou při diagnóze zánětu srdečního svalu, vysokého krevního tlaku (hypertenze), nemoci plic, poruch minerálního metabolismu atd.

Pomocí stále se rozvíjejících informačních technologií dokážeme být v analyzování signálu komplexními metodami velice efektivní a významně rozšířit spektrum získaných informací. Například při použití speciálních programů jsme schopni ve zlomku vteřiny vypočítat Fourierovu transformaci signálu, která nám umožní zobrazit frekvenční spektrum signálu. Taktéž je možné využít vlastností vlnkové transformace ke zvýraznění určitých částí signálu. Metod pro úpravu a zpracování EKG je spousta, zmiňme však ty základní, které budou potřebné v další části této práce.

Elektrokardiografický signál bývá i přes filtry a úpravy stále pohlčen biologickými artefakty. Jedná se o ozvy blízkých orgánů či detekované potenciály, které nás v tuto chvíli nezajímají a potřebujeme je úspěšně eliminovat. Účinný prostředek k řešení tohoto problému je vlnková transformace. Nejprve je důležité rozlišovat analýzu v oblasti časové nebo kmitočtové.

4.3.1 Analýza v časové oblasti

Analýzou naměřených dat v časové oblasti je charakteristické zobrazením časového průběhu vybrané veličiny v grafu. Hodnoty parametrů signálu se dle charakteru dat obecně mění v čase. Po vykreslení záznamu se lze zabývat studiem jeho tvarů a základních parametrů, kdy nás zajímají okamžité i statistické hodnoty. Okamžité hodnoty sdělují například jaká je velikost aktuální amplitudy či okamžitý výkon. Statistické hodnoty poskytují informace o střední hodnotě, energii, středním výkonu nebo efektivní hodnotě.

Ve většině případů je specifická informace v signálu doslova schována za množstvím jiných nezajímavých složek. Je tedy zapotřebí tuto informaci nejdříve osamostatnit, než ji můžeme podrobit samotné analýze. Důležitým parametrem při pořízení záznamu činí vzorkovací frekvence. Pro vzorkování analogového signálu s možností jeho plného obnovení je nutno dodržet Shannon – Kotělníkův teorém: $f_{vz} > 2f_{max}$ (vzorkovací frekvence musí být alespoň dvakrát vyšší než je maximální frekvence rekonstruovaného signálu).

Při analýze signálů však v mnohých případech nelze vystačit s parametry a charakteristikami, vypočtenými v originální (časové) oblasti. Aby bylo možno získat podrobnější poznatky o signálech, pomáháme si spektrální analýzou.

4.3.2 Analýza ve frekvenční oblasti

Spektrální analýza má za úkol nalézt popis signálu pomocí jeho složek ve spektrální oblasti, což je doplňkem analýzy v časové oblasti. Znalost spektrálního popisu je důležitá, jelikož umožňuje vysvětlit řadu praktických jevů, které by jinak bylo obtížné vyjasnit. Signál může být charakterizován jako funkce frekvence. Takové vyjádření se nazývá frekvenční spektrum, které umožňuje analýzu ve frekvenční oblasti. Vzájemná souvislost signálu a jeho spektra je matematicky či algoritmicky založena na využití mnoha různých transformací. Nejčastěji se využívá Fourierova transformace, jejíž aplikací můžeme získat kmitočtové spektrum daného signálu.

V kmitočtové oblasti se získávají kmitočtová spektra signálu (Fourierova transformace), analyzují se podíly jednotlivých složek a jejich změny. Při vzorkování je samozřejmostí dodržení vzorkovacího teoremu.

4.3.2.1 FFT transformace

Fast Fourier Transform neboli FFT je jeden ze základních algoritmů číslicového zpracování signálu. Jak již bylo stručně zmíněno, Fourierova transformace převádí signál na jeho spektrum, čímž realizuje rozklad signálu do kmitočtových složek.

DTFT (Discrete-time Fourier transform) – Fourierova transformace s diskretním časem:

$$X(\Omega) = \sum_{n=-\infty}^{n=\infty} x[n]e^{-jn\Omega} = DTFT\{x[n]\} \quad (4.1)$$

Fourierova transformace diskretní v čase váže diskretní signál (posloupnost) $x[n]$ a spojitou periodickou komplexní funkcí – spektrum $X(\Omega)$ signálu $x[n]$. Spektrum je v důsledku definice dvoustranné.

Inverzní DTFT – IDTFT:

$$x[n] = \frac{1}{2\pi} \int_{-\pi}^{\pi} X(\Omega)e^{jn\Omega} d\Omega = DTFT^{-1}\{X(\Omega)\} \quad (4.2)$$

Přímá Fourierova transformace DFT (Discrete Fourier Transform) je vzorkovaná v n bodech $\omega_k = \frac{2\pi k}{N}$ a je definována následovně:

$$X(k) = X\left(e^{-j\frac{2\pi k}{N}}\right) = \sum_{n=0}^{N-1} x[n]e^{-j\frac{2\pi kn}{N}}, \quad k = 0, 1, \dots, N-1 \quad (4.3)$$

Tato rovnice definuje algoritmus, který vezme pole N komplexních čísel (případě pole N reálných čísel a N imaginárních čísel) a vrátí pole N komplexních čísel.

Inverzní DFT je definována jako přímý výpočet DFT znamená N^2 operací. FFT algoritmus vyžaduje $(N \cdot \log N)$ operací, pokud je N mocninou 2:

$$x[n] = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} X(k) e^{j \frac{2\pi kn}{N}}, \quad k = 0, 1, \dots, N-1 \quad (4.4)$$

Program MATLAB obsahuje funkce `fft` a `ifft`, které slouží k výpočtu diskretní Fourierovy transformace a zpětné Fourierovy transformace. FFT se efektivně využívá při filtraci předzpracování dat. Při odstraňování rušivých složek v EKG signálu je nutné si uvědomit, že při filtraci dochází i ke změně tvaru užitečného signálu. Tvar EKG signálu nese diagnostickou informaci, a proto je nutné předcházet při filtraci co nejmenšímu tvarovému zkreslení. Proto je nejlepší vzniku rušení předcházet již při snímání elektrokardiografického signálu.

4.3.2.2 Vlnková transformace

Vlnková transformace neboli wavelet transform (WT) představuje účinný matematický prostředek pro analýzu a zpracování nestacionárních signálů. Tato transformace je alternativou krátkodobé Fourierově transformaci, poskytuje široké možnosti analýzy a zpracování vícerozměrných dat. Mezi oblastí její aplikace u EKG záznamu patří detekce QRS komplexů.

Wavelet transformace je alternativou krátkodobé Fourierově transformaci (STFT). Jedná se v podstatě o banku filtrů typu pásmová propust, jež zkoumaný signál rozloží do určitých pásem. Lze tak vykreslit signál pouze s omezeným frekvenčním rozsahem. Fourierova transformace dává kompletní informaci o frekvencích obsažených v analyzovaném signálu, ztrácí se však informace o čase. Fourierova transformace tedy zobrazí konkrétní frekvence, které jsou v signále obsaženy, ale nerozpozná jejich přesnou polohu. Je to způsobeno tím, že STFT ohraničí krátký úsek signálu tzv. okno a provede Fourierovu transformaci na něm. Poskytne alespoň přibližnou představu o umístění daných frekvencí v signálu. Vlnková transformace umožňuje frekvenční rozklad signálu a přitom neopustit měřítko času. Jsme schopni zjistit, jaké frekvence se v daném signále nachází a kde přesně jsou zastoupena.

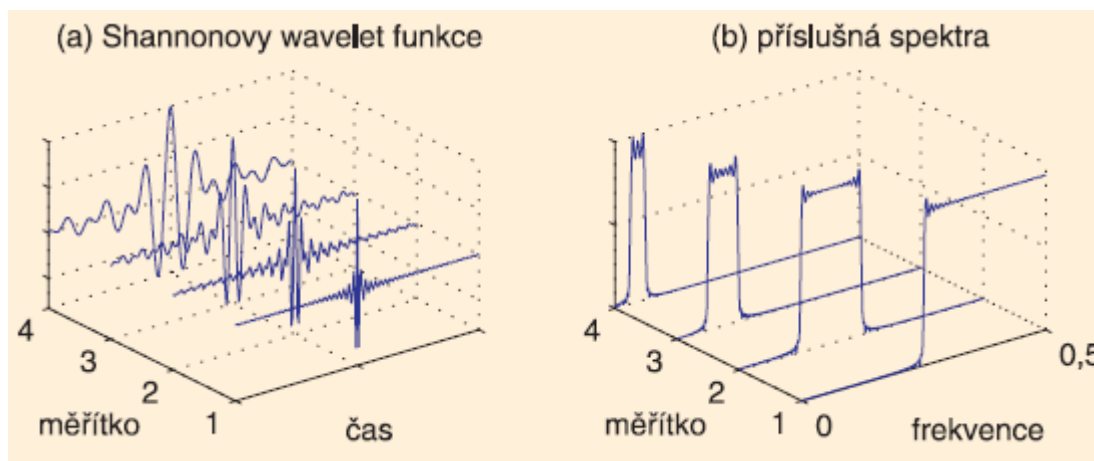
V principu využívá vlnková transformace analyzující funkci konečné délky ve tvaru „vlnky“ daných vlastností. Tvar této funkce lze přitom volit podle charakteru analyzovaného signálu či obrazu a žádané aplikace. Na Obr. 17 je zobrazen soubor dilatovaných funkcí odvozených z výchozí Shannonovy funkce (mother wavelet) definované vztahem:

$$w(t) = \frac{\sin \frac{\pi t}{2}}{\frac{\pi t}{2}} \cos \left(\frac{3\pi t}{2} \right) \quad (4.5)$$

tvořící základ pro další funkce odvozené pro zvolené parametry dilatace $a=2^m$ a translace $b=k2^m$ podle vztahu:

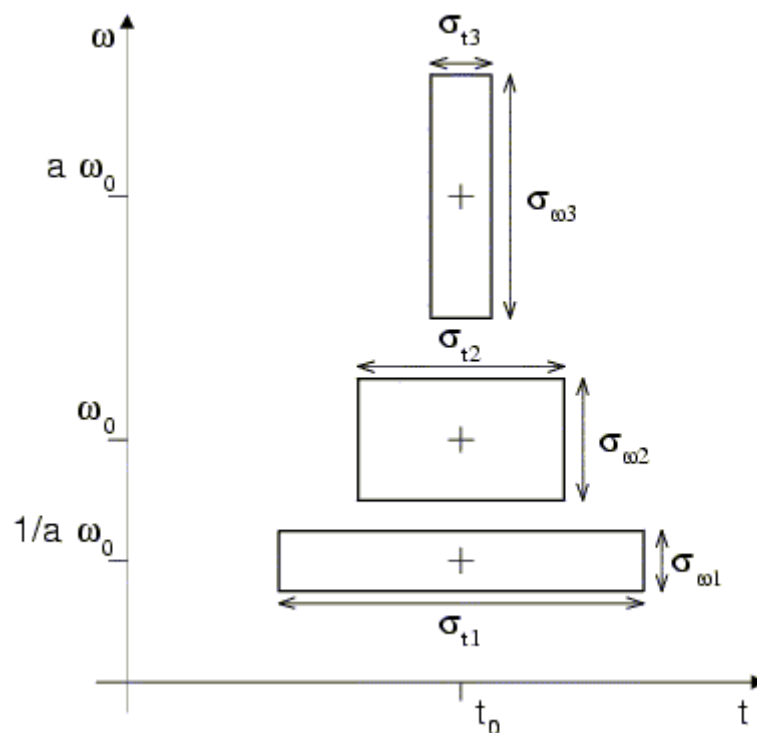
$$W_{m,k}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} w \left(\frac{t-b}{a} \right) = \frac{1}{\sqrt{2^m}} w(2^{-m}t - k) \quad (4.6)$$

kde m a k jsou celočíselné konstanty. Další wavelet funkce jsou definovány buď analyticky nebo řešením příslušné dilatační rovnice. Ve všech případech je dilatace funkce spojena s kompresí spektra. [17]



Obr. 17 Princip vlnkové transformace a) dilatované funkce, b) odpovídající spektra [17]

Dle způsobu použití a výchozích požadavků na výslednou analýzu je možno rozlišit vlnkovou transformaci na diskretní nebo spojitou. Diskretní wavelet transformace pracuje s pevně ohraničenými bankami pásmových propustí a určenou vlnkou rozkladu. Pomocí jejich správné kombinace dosáhneme požadovaného výsledku. Tato dekompozice bývá často demonstrována na scalogramu, který naznačuje zjemňování rozsahu filtrů s každou úrovní. Spojitá transformace oproti tomu rozloží signál do předem zvoleného počtu úrovní. Spojitá vlnková transformace je definována pro signály s konečnou energií, je lineární a časově invariantní.



Obr. 18 Časově kmitočtové rozlišení vlnkové transformace [16]

Cílem vlnkové transformace je nalezení optimální délky okna v čase a jeho tvaru, aby bylo dosaženo optimálního poměru v rozlišitelnosti mezi časem a frekvencí. Na Obr. 18 lze vysledovat, že pro nízké frekvence v příslušných souřadnicích je okno širší a pro vysoké užší. Toto okno se nazývá mateřská vlnka, pro kterou se zažilo označení řeckým písmenem ψ . Pomocí parametru s ,

který se nazývá měřítko, je možné měnit šířku (dilataci), a parametrem τ zvaným poloha, se mění umístění vlnky na časové ose (translace).

$$\psi_{\tau,s}(t) = \frac{1}{\sqrt{s}} \psi\left(\frac{t-\tau}{s}\right), \quad s, \tau \in \mathbb{R}, s \neq 0 \quad (4.7)$$

$\frac{1}{\sqrt{s}}$... normalizace energie vlnky při změnách měřítka; $\psi(t)$... prototyp vlnky

Spojité vlnková transformace pro signály s konečnou energií je definována:

$$W_f(\tau, s) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(t) \overline{\psi_{\tau,s}(t)} dt, \quad f \in L^2(\mathbb{R}) \quad (4.8)$$

kde $\bar{\psi}$ označuje komplexně sdružené číslo. Výsledkem pro jednorozměrný signál je pak dvourozměrná funkce, jenž můžeme nazvat vlnkovými koeficienty $W_f(\tau, s)$. Dosadíme-li tyto koeficienty do rovnice, získáme tvar:

$$W_f(\tau, s) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(t) \frac{1}{\sqrt{s}} \bar{\psi}\left(\frac{t-\tau}{s}\right) dt \quad (4.9)$$

Výběr vlnky je většinou prováděn experimentální cestou, kdy se snažíme k analyzovanému signálu přiřadit správnou vlnku. Komplexní vlnky (Mexický klobouk, Morletova vlnka) mohou být vhodné pro detekci oscilací. Pro detekci singularit a špiček v signálu jsou vhodnější ostré vlnky s malým počtem zákmitů. Asymetrické vlnky jsou přiměřené pro detekci změn gradientu.

5 Návrh a realizace zpracování informace elektrokardiografu Frankových svodů

Tato práce se zabývá analýzou EKG záznamů s následným zpracováním ortogonálních svodů a vykreslením vektorkardiografických smyček k dalšímu statistickému vyhodnocování.

5.1 Popis dat

Navržené metody jsou aplikovány na záznamy EKG signálů z databáze „PhysioBank“. Národní metrologický institut v Německu PTB poskytuje pro uživatele serveru PhysioNet i EKG databázi, kde jsou dostupné EKG záznamy. Ukázka signálu z databáze (PTB Diagnostic ECG Database) je vyobrazena na Obr. 19. Každý EKG záznam obsahuje 15 současně měřených signálů, které jsou získány z 12ti svodového systému (i, ii, iii, aVR, aVL, aVF, V1-V6) a zároveň z Frankova svodového systému (vx, vy, vz). Jednotlivé systémy jsou digitalizovány s vzorkovací frekvencí 1000Hz. Ke každému elektrokardiografickému záznamu je přiložen hlavičkový soubor (.hea), obsahující informace o pacientovi a jeho klinické shrnutí – věk, pohlaví, diagnóza, údaje o anamnéze atd.



Obr. 19 Grafické vyobrazení dat z databáze PhysioBank [10]

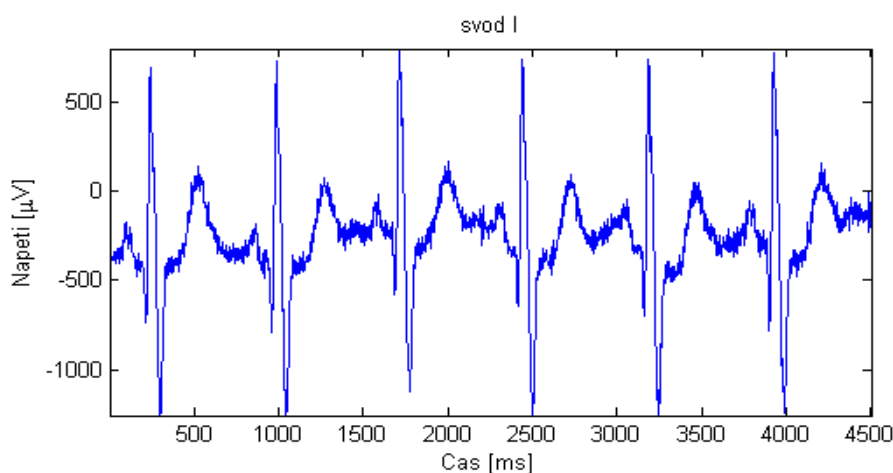
5.1.1 Programová realizace zpracování dat

Signálem se rozumí určitá fyzikální kvalita nebo kvantita, která zprostředkovává informaci. Signálem je tedy každá fyzikální veličina schopná přenášet zprávy, popřípadě informace. Původní signál, pocházející z elektrokardiografu, byl dále zpracováván a analyzován.

Pro vyhodnocení a zpracování dat byl použit program MATLAB (verze 7.8.0), což je programové prostředí pro vědeckotechnické výpočty, návrhy algoritmů, simulace, modelování, analýzu a prezentaci dat, měření a zpracování signálů. Důležitou částí MATLABu je knihovna známá pod názvem Signal Processing Toolbox. Tato sada nástrojů umožňuje výpočty frekvenční analýzy signálů či posloupností, filtraci, modulaci a demodulaci. Také dále řeší oblasti návrhu filtrů, zobrazení amplitudových a fázových charakteristik, apod. Další podstatnou částí MATLABu je knihovna Wavelet Toolbox, jelikož umožňuje provést výpočetní metody odvození typu a úrovně vlnky (vlnková transformace), čímž se upraví a efektivně analyzuje EKG signál. Všechny signály v MATLABu jsou signály číselnými, jelikož se vždy jedná o množinu čísel. Programový systém MATLAB je orientován maticově. Matice je základním objektem s mnoha možnými podobami a tomu je přizpůsobena struktura celého systému. Zpracování získaného signálu dále vychází tedy z matematického zpracování křivek.

5.2 Načtení reálných dat a jejich úprava

Data jsou ukládána z databáze PhysioBank do souboru s příponou *.mat a je tedy možné s nimi dále pracovat v již zmiňovaném programu MATLAB. Po načtení těchto dat zjistíme, že se jedná o matici (tabulku) čísel, kde každý řádek odpovídá jednomu svodu. Máme zde tedy k dispozici 15 řádků, z čehož vykreslíme 12 standardních svodů a 3 ortogonální svody. Jsme schopni separovat každý svod, resp. vektor a uložit jej jako samostatnou proměnnou. Takto načtená data z jednotlivých svodů jsou připravena na další zpracování.



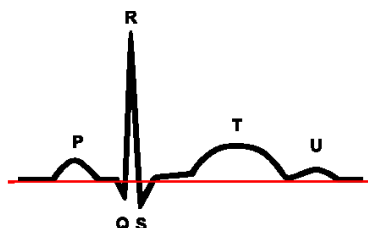
Obr. 20 Surová data ze svodu I

První fází úpravy je předzpracování signálu, kdy je vyvinuta snaha o odstranění různých druhů zkreslení jako jsou šum a artefakty. Druhou fází je samotná detekce jednotlivých vln EKG záznamu k dalšímu zpracování.

5.2.1 Odstranění rušivých složek signálu

Jelikož signál může být zkreslen různými vlivy, je dobré vyjmenovat nejčastější rušivé složky, které je nutno z naměřeného elektrokardiografického záznamu odstranit:

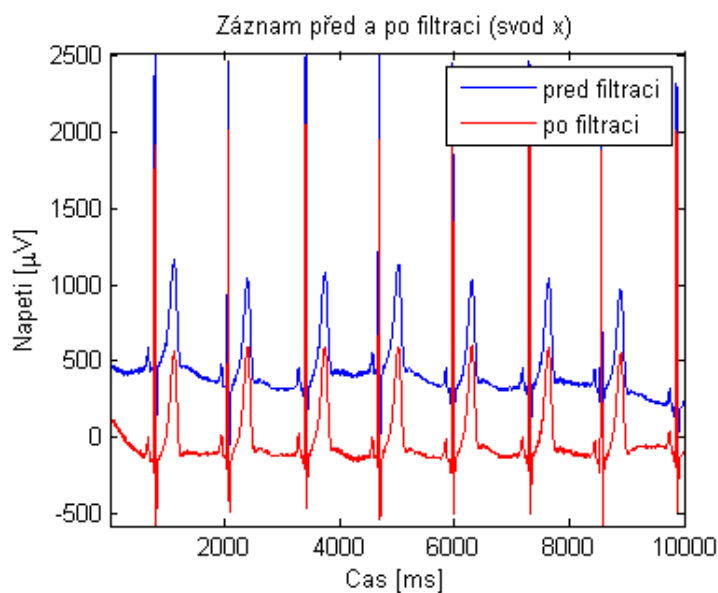
- kolísání nulové linie signálu (tzv. drift) - vyskytuje se v pásmu přibližně do 2Hz. Kolísání je způsobené např. pomalými pohyby pacienta, dýcháním nebo pomalými elektrochemickými ději na rozhraní elektroda-kůže
- síťové rušení - 50Hz a případné vyšší harmonické složky
- myopotenciály – ze svalů vyšetřované osoby, od 20Hz



Obr. 21 Drift nulové izoliny – odstranění dechových artefaktů

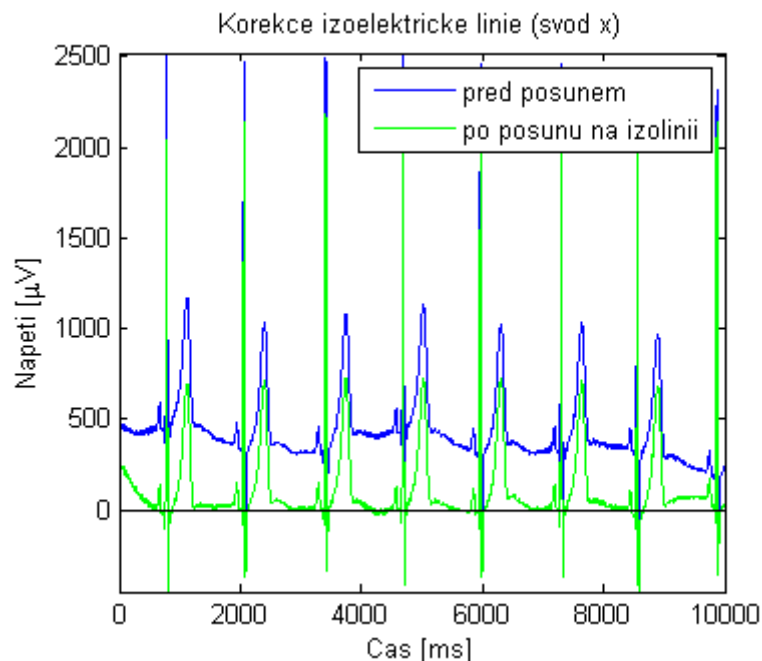
K potlačení těchto nežádoucích vlivů se používá rozličných přístupů. Nejčastější je využití různých typů filtrů a transformací. Nevhodné zvolení mezních frekvencí u filtrace může vést k změně tvaru užitečného signálu. Jelikož tvar EKG signálu nese diagnostickou informaci, je nutné, aby při odstraňování rušivých složek došlo k co nejmenšímu tvarovému zkreslení. Proto je nejlepší vzniku rušení předcházet již při snímání elektrokardiogramu.

V programu byl vytvořen filtr typu pásmová zádrž, který byl ve spojitosti s Fourierovou transformací aplikován na Frankovy svody. Tento filtr si lze představit jako „černou skříňku“, která vynuluje spektrální čáry. Na níže uvedeném obrázku je vidět srovnání nefiltrovaného a filtrovaného signálu - modře je označen vstupní signál a červeně je označen výstupní signál po filtraci.



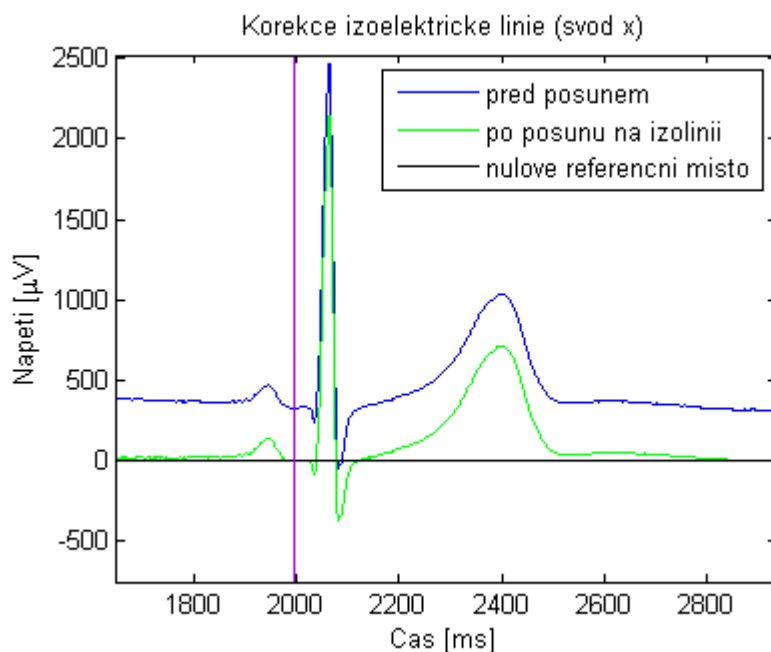
Obr. 22 Aplikace Fourierovy transformace

V dalším kroku úpravy dat byla provedena korekce izoelektrické linie výřezu signálu. Nulové referenční místo, ve kterém se stanovuje izoelektrická linie, se nalézá v úseku PQ. Jedná se o konec síťové depolarizace (vlna P) a začátek Q vlny. Z PQ úseku byl zvolen výřez, na kterém byla stanovena průměrná hodnota a posléze byla odečtena od signálu.



Obr. 23 Korekce izoelektrické linie

Na Obr. 24 lze pomocí fialové čáry vypořadovat, ve kterém časovém okamžiku je posouván původní signál do požadované izoelektrické linie. Jak již bylo zmíněno, tato vzdálenost se vypočítává průměrováním hodnot v požadovaném úseku.

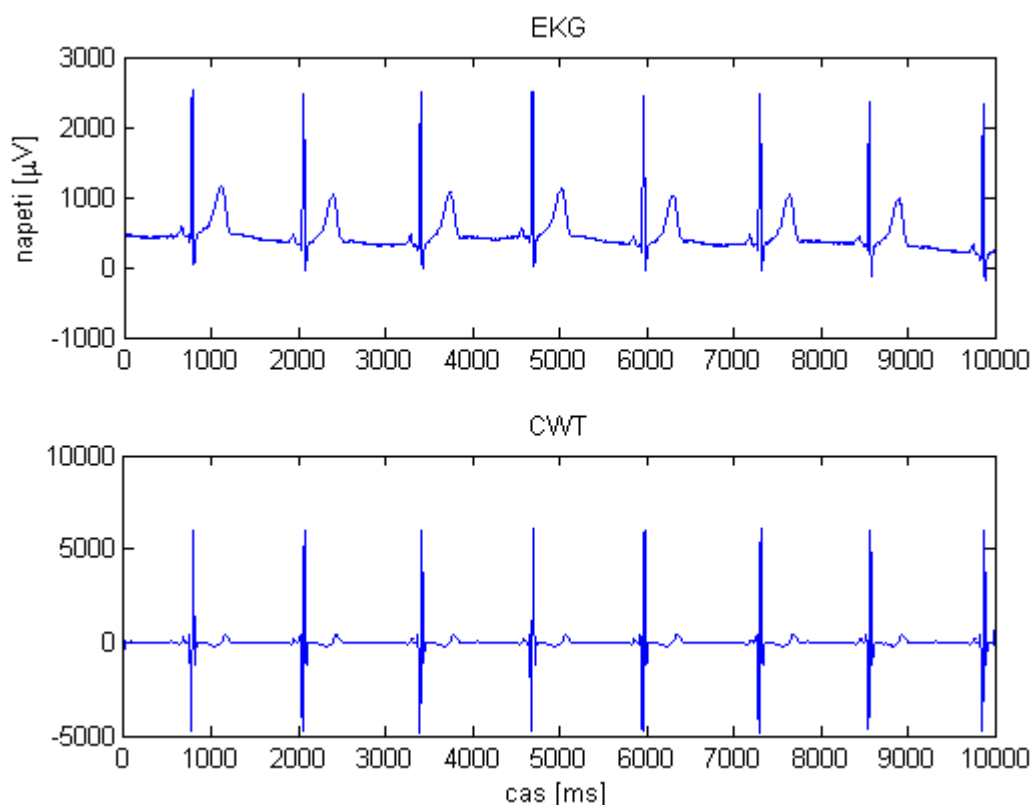


Obr. 24 Korekce izoelektrické linie a znázornění nulového referenčního místa v PQ úseku

5.2.2 Detekce významných bodů

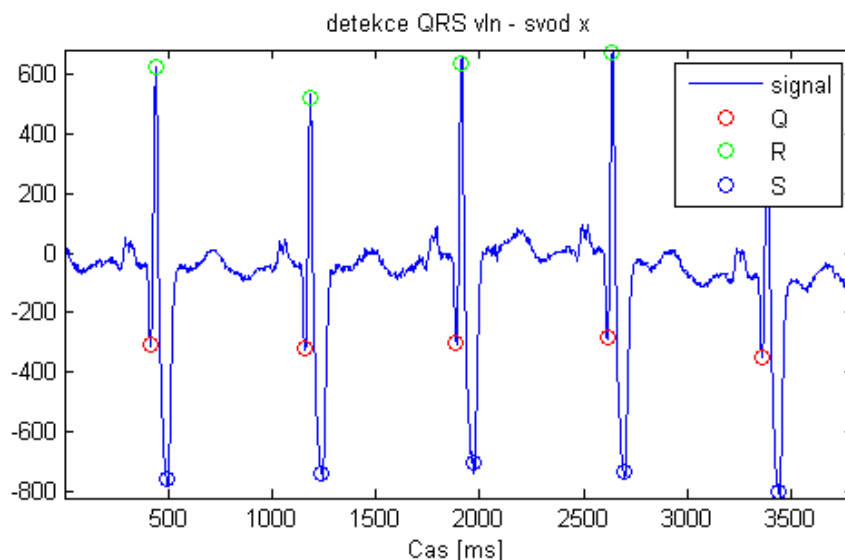
Naším zájmem je detekovat a osamostatnit komorový signál. QRS komplex tvoří jednu z nejvýraznějších částí EKG signálu při jeho zpracování a analyzování. Pro detekci komorového komplexu je nutno dbát na správné předzpracování signálu. Detekce QRS komplexu má za cíl stanovit referenční body, které slouží k výpočetním algoritmům i orientaci ve zpracovávaném elektrokardiogramu. Algoritmy pro detekci QRS komplexu musí zvládat reakce na změny tvaru průběhu signálu. Okamžik výskytu a tvar komorového komplexu poskytují významné informace o současném stavu srdce.

Přístup detekce v této práci je založen na vlnkové transformaci. Jedním z cílů je vytvořit v prostředí MATLAB program na detekci základních segmentů EKG signálu. Různorodá paleta vlnek dává na výběr mezi řadou variant, jak zaznamenaný signál nejvhodněji zpracovat. Pro každou vlnku existuje více úrovní rozkladu. Jsme schopni pomocí základních parametrů signálu a požadavků na jeho zpracování nalézt vhodnou vlnku i úroveň rozkladu. Konečná úprava signálu je prováděna detektorem QRS založeném na vlnce bior1.5, s rozkladem na čtvrtou úroveň.



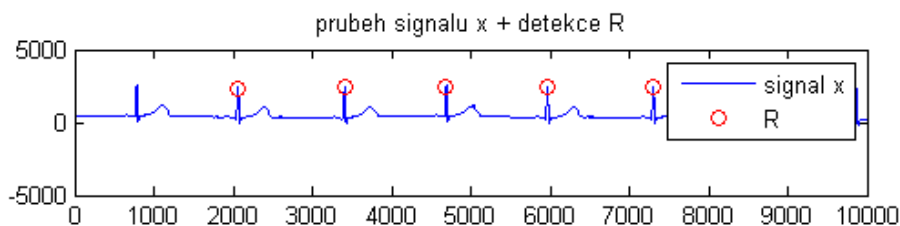
Obr. 25 Detekce vlny pomocí CWT
(horní část obrázku zobrazuje původní EKG signál, dolní část zobrazuje signál po transformaci)

Označením vrcholů u detekovaného vzruchu byla získána konkrétní data, která nesou informaci o velikosti amplitudy jednotlivých vzruchů, jejich frekvenci atd. Na Obr. 26 jsou pomocí barevných kružnic naznačeny detekované hroty.


Obr. 26 Detekce vrcholů ortogonálních svodů

Protože nejvýraznější vlnou v EKG signálu je vlna R, hlavní součást aplikace tvoří detektor R vlny. Ve vyfiltrovaném elektrokardiografickém signálu hledáme složky s největší výchylkou amplitudy. Je nutné transformovat upravený signál pomocí vlnky bior1.5 s následným nastavením úrovně rozkladu čili měřítka této vlnky. Jedná se o vlnku s lichou symetrií, transformující extrémy zpracovávaného signálu na průchody nulou a inflexní body převede na extrémy. Pokud křivka protíná nulovou hodnotu, pak ve stejném časovém okamžiku je možno stanovit lokální maximum. Pozor se musí dát na skutečnost, že průchod nulou transformovaného signálu pod vrcholem originálu není jediný průchod nulou v dané oblasti. Algoritmus detekuje několik vrcholů a není jasné, který z nich má označit za globální vrchol vzruchu. U elektrokardiografických záznamů s neočekávanými patologiemi nemůžeme doufat v jedno lokální maximum. Řešením tohoto problému je rozdělení signálu na úseky, což umožní detekci nejvýraznějšího vrcholu v každém takovém úseku. Záleží na parametrech daného záznamu a potřeby uživatele.

Nalezení amplitudy s maximální amplitudou je provedeno na základě stanovení prahové hodnoty. Při překročení hodnoty zvoleného prahu dojde k nalezení maximální amplitudy v kladných i záporných hodnotách. Ostatní hodnoty jsou následně ignorovány a vynulovány, pozor se musí dát na identickou délku signálu. Prahování předchází výpočet odhadu tepové frekvence. Tento odhad je důležitý pro vymezení úseku. Nejprve se spočítá pro každý krok směrodatná odchylka načtené křivky, pomocí okna šířky 100ms po kroku 50ms. Tím vznikne křivka, která z rychlých kmitů R udělá výrazné špičky. Prahová hodnota je pak zvolena odečtením čtvrtiny maximální amplitudy zmiňovaných špiček. Dle počtu R kmitů algoritmus vypočte tepovou frekvenci, pomocí které se ještě stanovuje mez. Hodnota mez je určována na základě výsledku odhadu tepové frekvence, kdy může být tep menší než 60, 90, 120, 150, 180 a vyšší.


Obr. 27 Detekce kladných R kmitů

Na Obr. 27 je zřejmé odstranění detekce u první a poslední R vlny, čímž předcházíme zanesení chyby do zpracování z důvodu nevhodného počátku záznamu. Detekce QRS komplexu slouží jako základ pro automatický výpočet srdeční tepové frekvence, klasifikaci srdečních cyklů, nebo se využívá v algoritmech pro kompresi EKG dat.

V několika málo případech byla R vlna mylně detekována jako zákmit připomínající QRS komplex, což se může projevit jako falešně pozitivní detekce.

5.2.3 Tepová frekvence

Srdeční tepová frekvence je dána frekvencí spontánní tvorby vzruchů SA uzlu převodního systému. V klidu činí tepová frekvence okolo 60-80 tepů za minutu. Při zátěži organismu se může zvýšit až na hodnoty asi 200 tepů za minutu. Určujeme následující tepové frekvence:

- Klidový tep - ráno po probuzení nebo těsně před spaním, pohybuje se v rozmezí 65-75 tepů/min, u trénovanějších jedinců klesá až k 50 tepů/min.
- Aktuální tep - má vliv na spalování tuku, vytváření svalů atd.
- Průměrný tep – vypočten z aktuálních tepů

Po nalezení pozic jednotlivých R vln byly pomocí vzorkovací frekvence stanoveny hodnoty R-R intervalů (vzdálenost mezi sousedními R vlnami). K tomuto výpočtu stačí vybrat reprezentativní svod, na kterém jsou dobře patrné komplexy QRS. Pomocí jednoduchého vzorce byly z hodnot R-R intervalů vypočteny hodnoty tepové frekvence v jednotkách tep/min neboli bpm.

$$HR_{(n)} = \frac{60}{\frac{P_{(n-1)} - P_{(n)}}{f_{vz}}} \quad [bpm] \quad (5.1)$$

$P_{(n)}$... poloha vrcholu R_n na časové ose

f_{vz} ... vzorkovací frekvence

Jsou vypočteny dílčí tepové frekvence mezi jednotlivými R vrcholy a následně jsou tyto hodnoty zprůměrnovány. Průměrná tepová frekvence není zcela důležitá, nicméně je vhodná jako doplněk grafického rozhraní.

5.3 Zobrazení vektorkardiogramu v jednotlivých rovinách

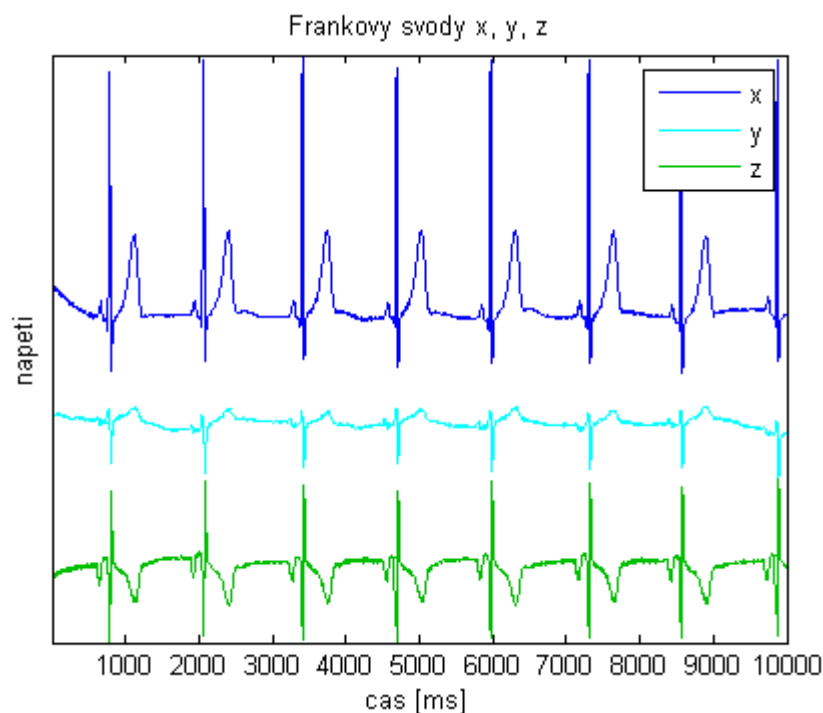
Jelikož se v literatuře lze dopátrat k několika variantám popisu ortogonálních rovin, budeme se řídit standardizovanými systémy dle Franka. Jednotlivé zobrazovací roviny:

- ✓ frontální x-y
- ✓ horizontální x-z
- ✓ sagitální y-z

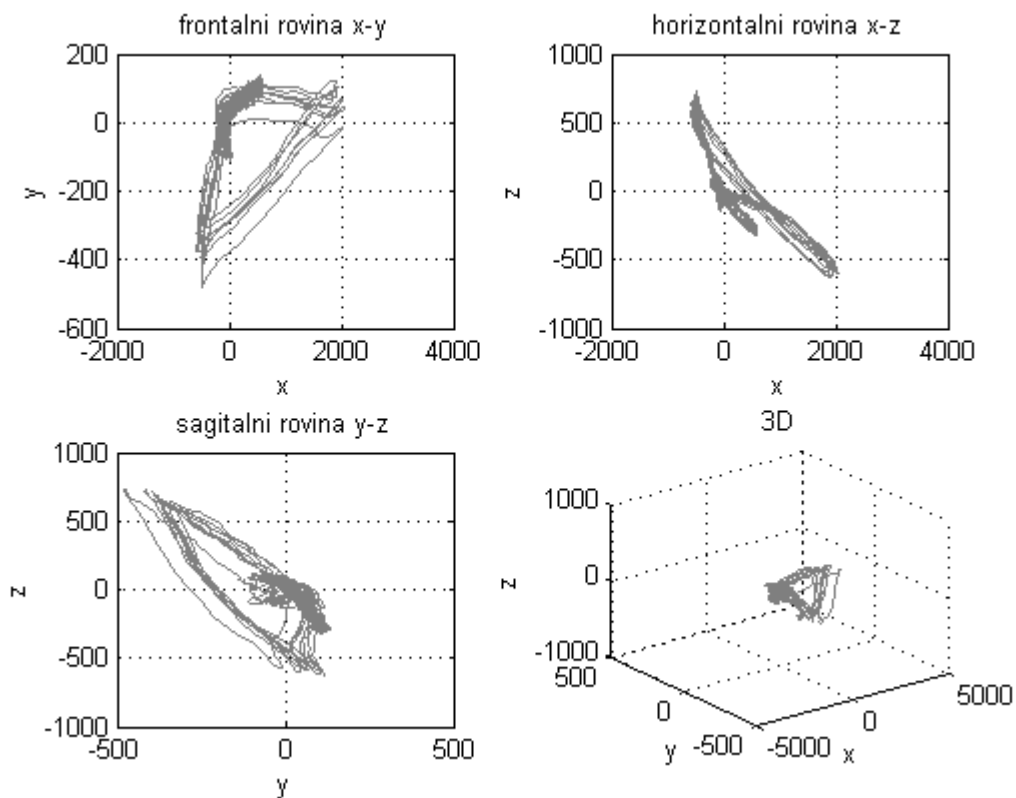
V této práci budou zpracovány následující způsoby zobrazení vektrokardiografických smyček:

- VKG smyčky všech srdečních cyklů
- aktuální VKG křivka vybraného cyklu (výběr z prostoru mezi červenými čarami)
- průměrná VKG křivka

Na následujících obrázcích jsou zobrazeny časové průběhy jednotlivých ortogonálních svodů (x , y , z) a jejich vektorkardiogramy všech srdečních cyklů daného záznamu.



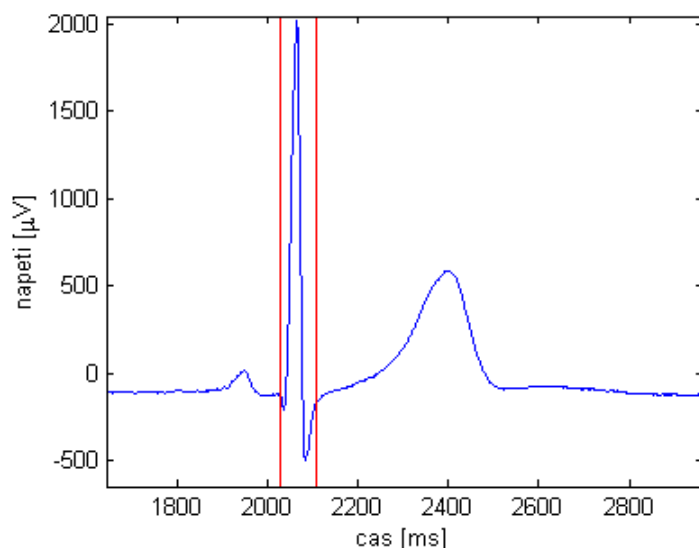
Obr. 28 Frankovy svody fyziologického záznamu (10s)



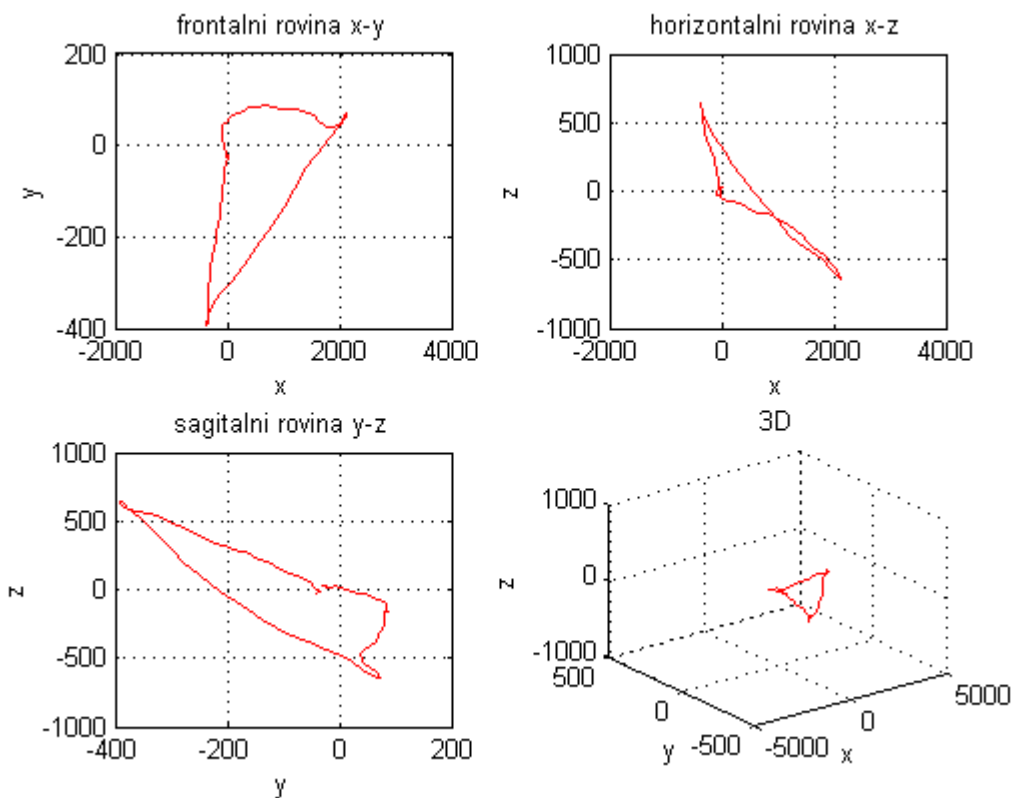
Obr. 29 Všechny srdeční cykly zpracovávaného záznamu a jejich VKG smyčky

5.3.1 Aktuální VKG křivky

Zpřehlednění EKG je spojeno s detekcí jednoho cyklu signálu a následnou transformací vybraného cyklu. Pro detekci izolovaného cyklu byl navržen algoritmus vycházející z detekce R vlny. V tomto srdečním cyklu je pomocí červených čar, ohraničujících QRS komplex, manuálně vybrána vzdálenost od detekované R vlny zprava i zleva. Informace o čase zobrazovaného průběhu je získána u každého cyklu, kdy se počítá z indexů prvního a posledního zobrazeného prvku časový vektor a zobrazují se aktuální VKG smyčky (viz následující obrázky).



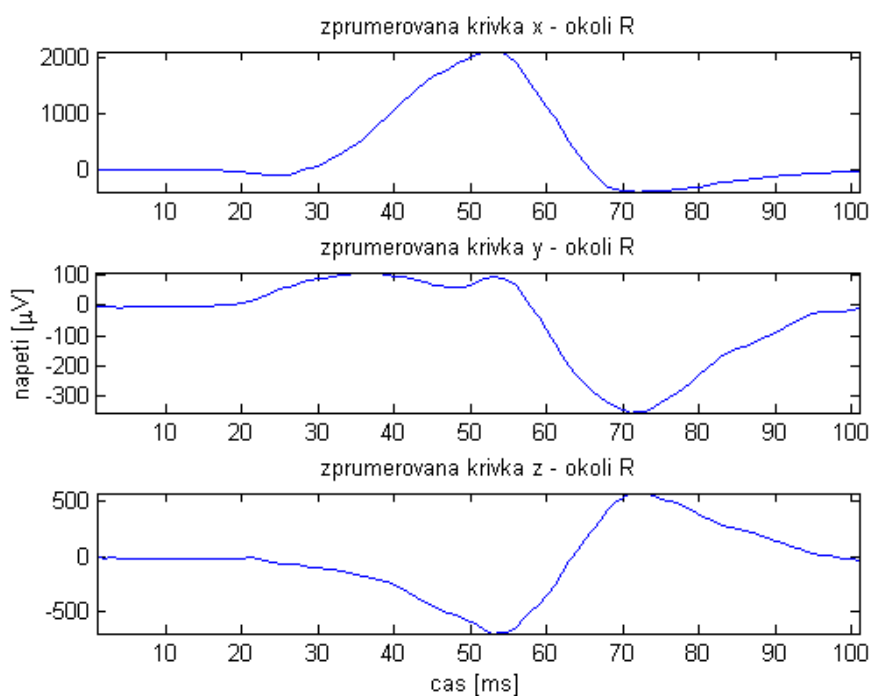
Obr. 30 Detekce jednoho cyklu s vyznačením červených linií



Obr. 31 Aktuální vektorkardiografické smyčky z oblasti mezi červenými liniemi

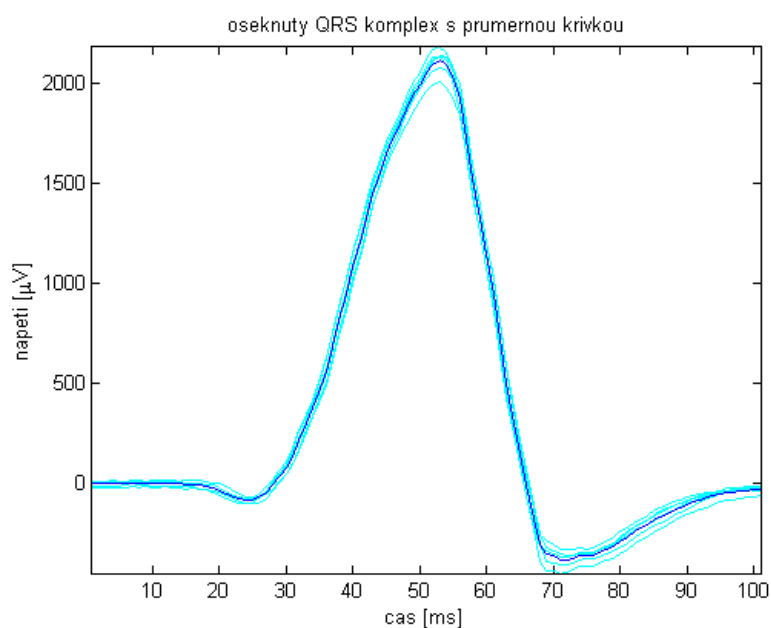
5.3.2 Průměrné VKG křivky

Z celého načteného EKG záznamu byla vypočtena křivka průměrná. Pro výpočet průměrné vlny z celého záznamu jsou synchronizovány úseky jednotlivých cyklů podle polohy R vlny. Délka intervalu ořezání je stanovena manuálně na základě ohraničení začátku a konce QRS komplexu. Výpočet průměrné vlny v časové oblasti byl aplikován pro každý ze svodů x, y a z. Takto určený úsek se provedl u každého srdečního cyklu, čímž vznikly oseknuté komorové komplexy, které se na závěr zpřůměrnovaly.



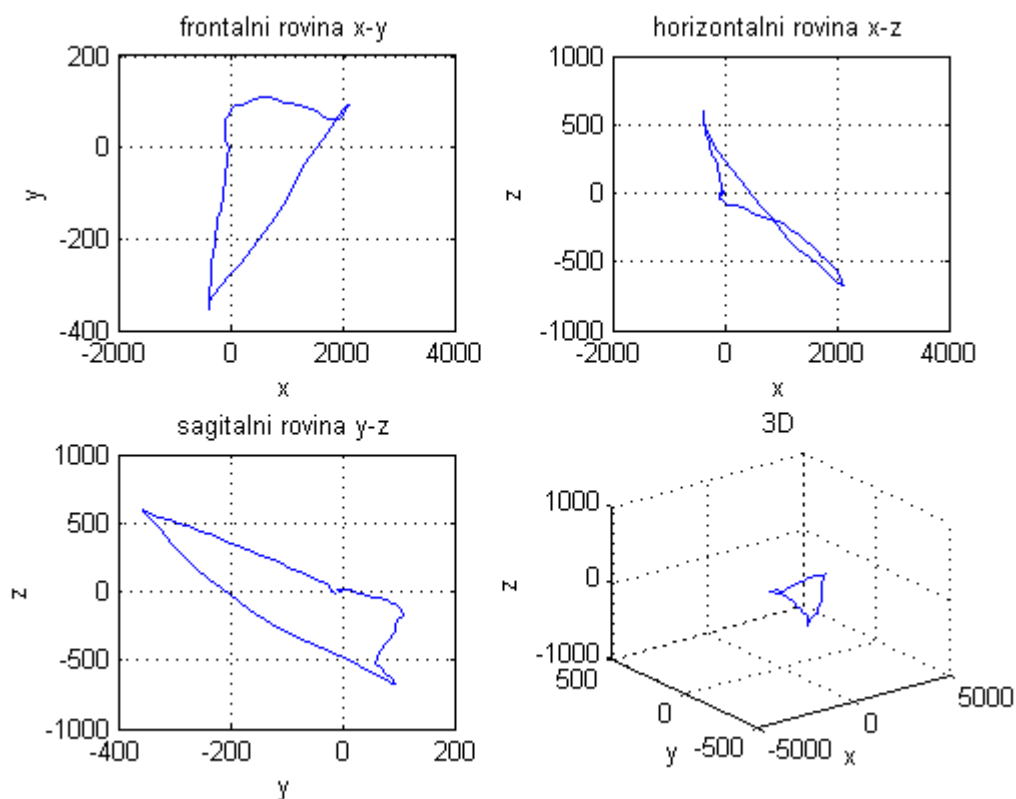
Obr. 32 Průměrné křivky svodů x, y a z v bližším měřítku

Poté se průměrná křivka porovná se zvoleným oseknutím R vlny pro daný svod (viz. Obr. 33).



Obr. 33 Oseknutá R vlna - tmavě modrá: průměrná křivka, tyrkysová: křivky jednotlivých cyklů

Podobně jako u aktuální vektorkardiografické smyčky se z každé dvojice bodů vypočítává velikost požadovaného úseku průměrné VKG smyčky. Po detekci těchto červených čar v křivce, které jednoznačně určují rozsah elektrokardiogramu, jsme schopni tyto data následně zobrazit.

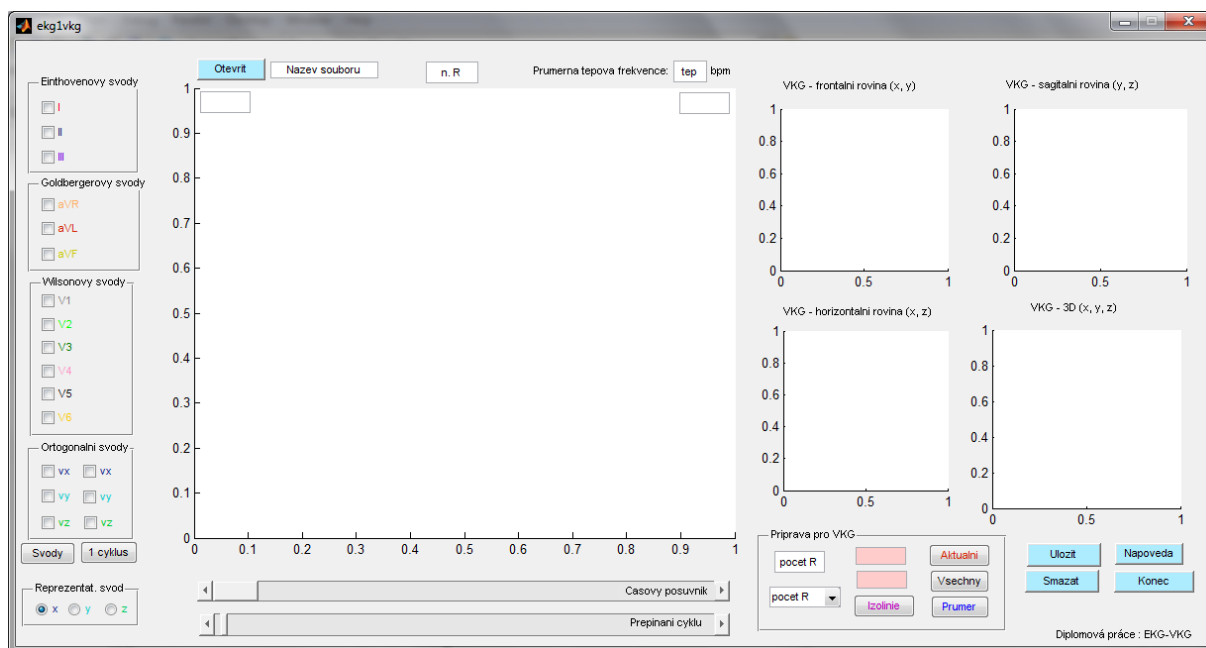


Obr. 34 Průměrné VKG smyčky (z 6 srdečních cyklů)

6 Grafické uživatelské rozhraní – programová realizace

Jedním z cílů této práce bylo vytvořit vizualizační prostředí, pomocí kterého by bylo možné zobrazit 15-ti svodový EKG záznam s přímým převodem a grafickým zobrazením VKG signálu. K vytvoření tohoto uživatelského prostředí byl využit automatický generátor GUI, který je v systému MATLAB integrován a nazývá se GUIDE (Graphical User Interface Development Environment). Pracuje na základě vytváření grafických objektů přímo v editoru zdrojových kódů.

Navržené prostředí lze rozdělit do několika funkčních bloků, respektive několika matlabovských funkcí programu EKG1VKG, které plní různé úlohy (vykreslení signálu, převod, atd). Funkce jednotlivých částí jsou postupně rozepsány v následujících podkapitolách.



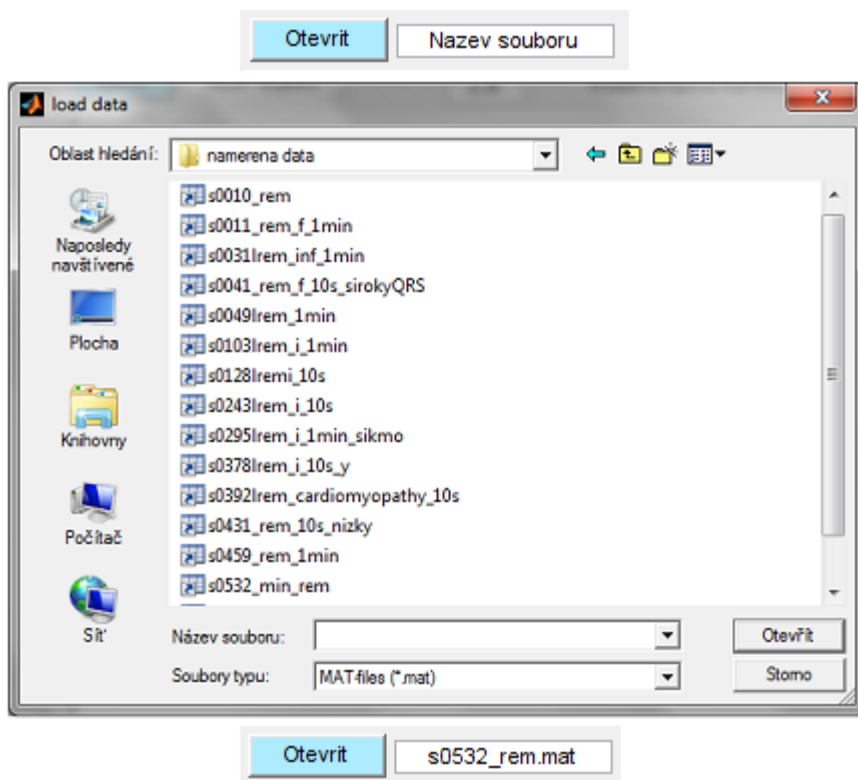
Obr. 35 Vzhled navrženého rozhraní programu EKG1VKG

6.1 Datová prezentace signálu

Programová aplikace plní úlohu poskytnutí veškerých dostupných informací v jediném programovém okně. Důraz byl kladen na jednoduchost, přehlednost a snadné ovládání. Základ programového okna grafického rozhraní tvoří ovládací panely a dva soubory grafických oken pro vykreslení signálů.

Před začátkem práce s vytvořenou aplikací je možno zobrazit jednoduchou nápovědu, která lze otevřít po stisku tlačítka **Napoveda**. Tlačítko **Uložit** slouží k uložení aktuální obrazovky programu obrázkového souboru „vcg.bmp“ do složky, z které je otevírán M-file spuštěného programu EKG1VKG. Tlačítko **Smazat** uvede program do původního stavu (vymaže grafy, vypočtené hodnoty apod.). Posledním tlačítkem **Konec** se zavře celý program na Obr. 35.

Program umožňuje načíst data pomocí tlačítka **Otevrit**. Na Obr. 36 **Chyba! Nenalezen zdroj odkazů.** lze vysledovat postupné otevření okna pro načtení a následný výběr souboru formátu *.mat. Po výběru signálu se v informačním okně napravo vypíše název právě otevřeného souboru.



Obr. 36 Popis načtení signálu

Dalším krokem je výběr požadovaných EKG svodů, které chceme následně zobrazit v grafickém okně. Načteno bylo totiž celé měření, to znamená všech 12 standardních a 3 ortogonální svody. K tomuto výběru slouží levá strana hlavního panelu, jenž je rozdělená do čtyř panelů se zatržítky (✓) dle výběru svodů:

- Einthovenovy svody (I, II, III)
- Goldbergerovy svody (aVR, aVL, aVF)
- Wilsonovy svody (V1, V2, V3, V4, V5, V6)
- Ortogonální Frankovy svody (x, y, z)

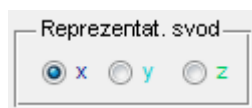
K zobrazení vybraných svodů dojde po stisknutí tlačítka **Svody**, jenž je umístěno přímo pod vybíranými svody. Uživatel má možnost v hlavním grafickém poli načtenou EKG křivku si rovnou prohlédnout. Změnou zatrhnutého svodu se po opětovném stisknutí tlačítka **Svody** následně překreslí zobrazené křivky.



Obr. 37 Ukázka výběru svodů pomocí zatržitek
(levý sloupec slouží k výběru všech svodů – 12 klasických + 3 ortogonální;
pravý sloupec slouží k výběru svodů x,y,z v 1 srdečním cyklu)

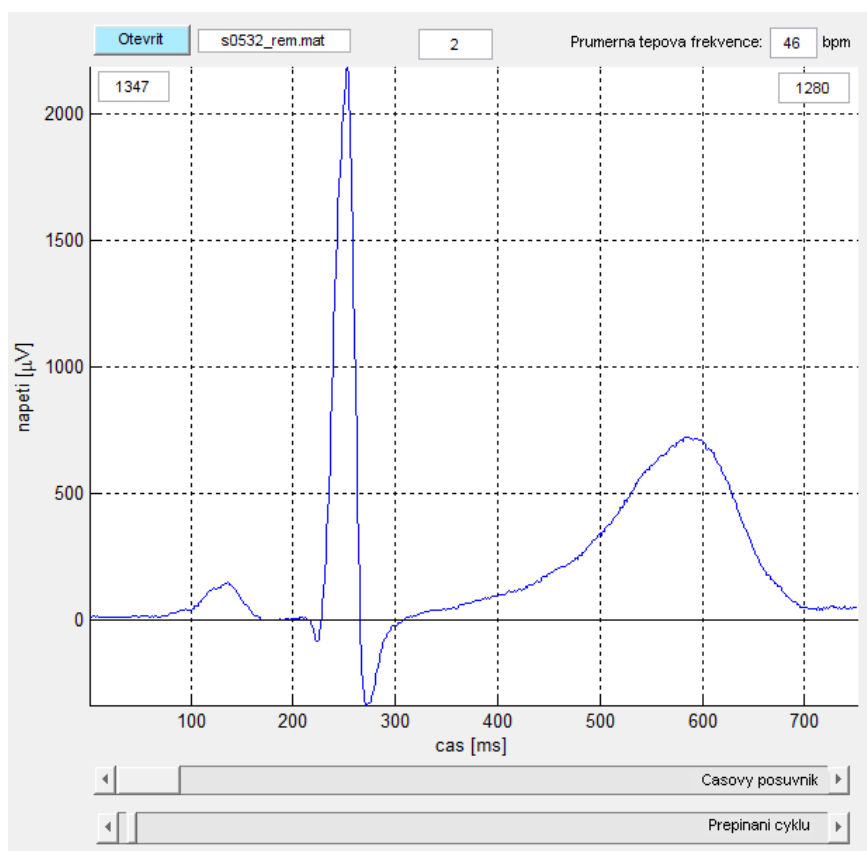
Uživatel má možnost pomocí vrchního posuvníku (z Obr. 39) pohybovat v zobrazovaných datech, kdy je šířka okna pevně zvolena na 2,5s.

Dalším důležitým krokem je výběr reprezentativního svodu. Ten svod, který bude mít jednoznačně definované P-QRS-T vlny a kmity, bude zvolen jako nejlepší. Dle něj je proveden výsek z celého záznamu, dle kterého bude vybrán reprezentativní R kmit. Uživatel jej určí pomocí přepínače zobrazeném na Obr. 38. Jde o zatržení pouze jedné položky (svodu). Po rozhodnutí a následném označení zvoleného reprezentativního svodu aplikace pracuje s vybranými R vrcholy. V případě, že uživatel nezvolí žádný reprezentativní svod, bude automaticky vybrán svod x.



Obr. 38 Ovládací panel pro výběr reprezentativního svodu

Frankovy svody lze podobně načítat po zatržení pravých políček a stisknutím tlačítka 1 cyklus – jedná se o vykreslení křivky x, y, a z (viz. Obr. 37). Jde o současné skládání všech tří svodů do jednoho potenciálu, kdy je možno do sebe vykreslit všechny tři svody. Uživatel tak skládá a do izoelektrické roviny posouvá jednotlivé revoluce každého svodu zvlášť, viz Obr. 39. Každý ze tří svodů lze zobrazit nezávisle pro samostatné posouzení. Pro přehlednost je graficky vyobrazen jeden srdeční cyklus, tj. od bodu značícího R vlnu zprava o 500ms a od bodu značícího začátek QRS komplexu 250ms doleva.



Obr. 39 Zobrazení jednoho srdečního cyklu Frankových svodů a popisné náležitosti aplikace

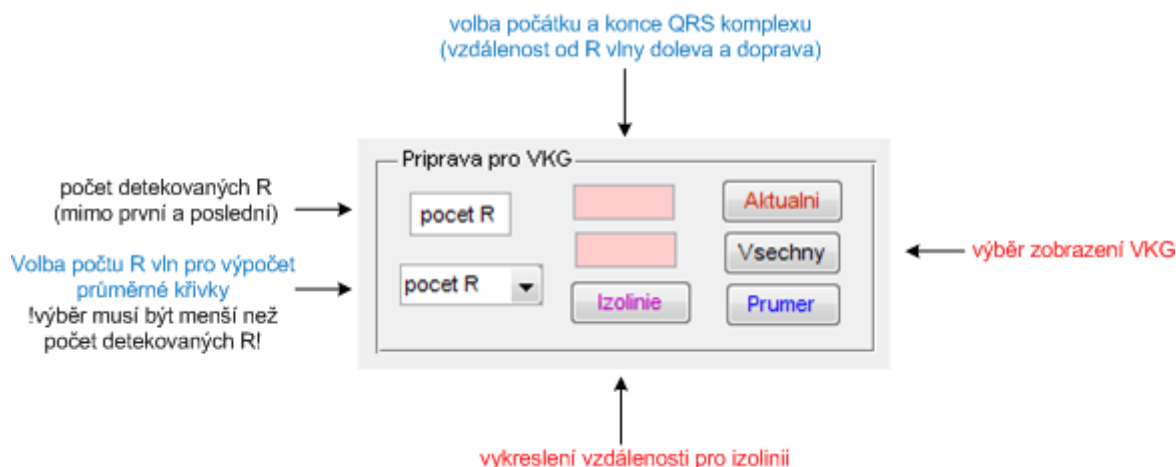
Uživatel si pomocí druhého slideru (posuvníku) může zvolit, který cyklus chce právě zobrazit. Samozřejmostí je ošetření, aby uživatel nezvolil k detekci cyklus mimo rozsah signálu. K tomuto slouží kontrolní pole nad QRS komplexem, které udává aktuální počet zobrazeného srdečního cyklu, na Obr. 39 jde o 2. srdeční cyklus. Taktéž se uživatel může orientovat pomocí políček v pravém a levém horním rohu grafického okna, které určují předchozí/následující detekovanou R vlnu v řádu ms. Na uvedeném příkladu je tedy předchozí R kmit vzdálen 1347ms, následující R kmit 1280ms. Poslední informativní funkce automaticky udává průměrnou tepovou frekvenci načteného EKG záznamu, na názorném příkladu činí 46bpm.

6.2 Zobrazení VKG

Navržená programová aplikace EKG1VKG je určena především pro výpočet a grafickou prezentaci VKG signálu ze tří načtených ortogonálních EKG svodů. V grafických oknech VKG (3D, frontální, horizontální a sagitální) se zobrazují VKG signály v prostoru, příp. v příslušných rovinách, které se vykreslují z načtených EKG signálů Frankových svodů. K vykreslení smyček je tedy po načtení samotného signálu a vybrání náležitých svodů nutno provádět přesné instrukce.

6.2.1 Příprava EKG záznamu

Výběr QRS komplexu se musí jednoznačně ohraničit pomocí červených vertikálních linií. Do editovatelných (červeně podbarvených) polí uživatel navolí dvě hodnoty, přičemž hodnota v prvním poli značí polohu vlevo od detekovaného R kmitu, druhé pole polohu vpravo od tohoto detekovaného kmitu. Hodnota by měla být účelně zvolena tak, aby načítané EKG signály měly dostatečně přesně zvolený QRS komplex jednoho srdečního cyklu. Tento postup je důležité dodržet pro další přepočet VKG. Nastavením požadovaných hodnot se po stisku tlačítka **Aktualni** vykreslí červené linie a VKG grafy v oknech příslušných rovin. Se zvoleným rozsahem vykreslených signálů lze dále provádět veškeré operace, které programová aplikace nabízí (aktuální VKG smyčka, průměrná VKG smyčka, atd.). Tento časový úsek, značící QRS komplex, lze upravovat dokud nebudou uzavřené hlavní smyčky vektorkardiogramů. Se zvoleným rozsahem signálu lze dále provádět veškeré operace, které programová aplikace nabízí.



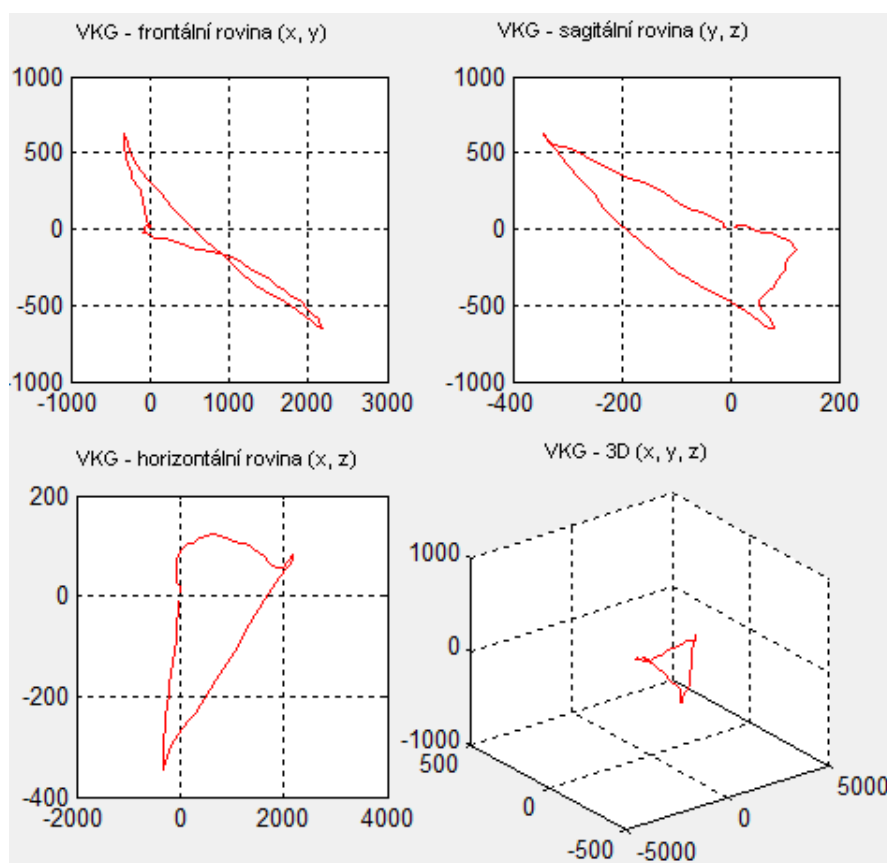
Obr. 40 Volby přípravy nutné k vykreslení vektorkardiogramů

Před vykreslením průměrné VKG křivky je nutno se zaměřit na levé pole ovládacího panelu z Obr. 40 (počet R). V tomto poli se zobrazí počet detekovaných R vln ze zvoleného reprezentativního svodu. Uživatel pomocí vysouvací nabídky vybere počet srdečních cyklů, z kterých následně bude vykreslena průměrná VKG křivka jednotlivých rovin. Tato hodnota nesmí být větší než počet detekovaných R vln!

Uživatel je také nucen zkontrolovat nulový potenciál jednotlivé srdeční revoluce čili izoelektrickou linii. Jde o polohu fialové čáry, která by měla ležet s pevným časovým posunem proti detekovanému kmitu R doleva. Tedy leží od levé červené čáry, kterou jsme určili začátek depolarizace komor QRS komplexu, v pevném časovém intervalu. Tím se v jakémkoliv záznamu přizpůsobí různé šířce QRS komplexu a stanoví se dle ní příslušná izolinie pro každý z ortogonálních svodů.

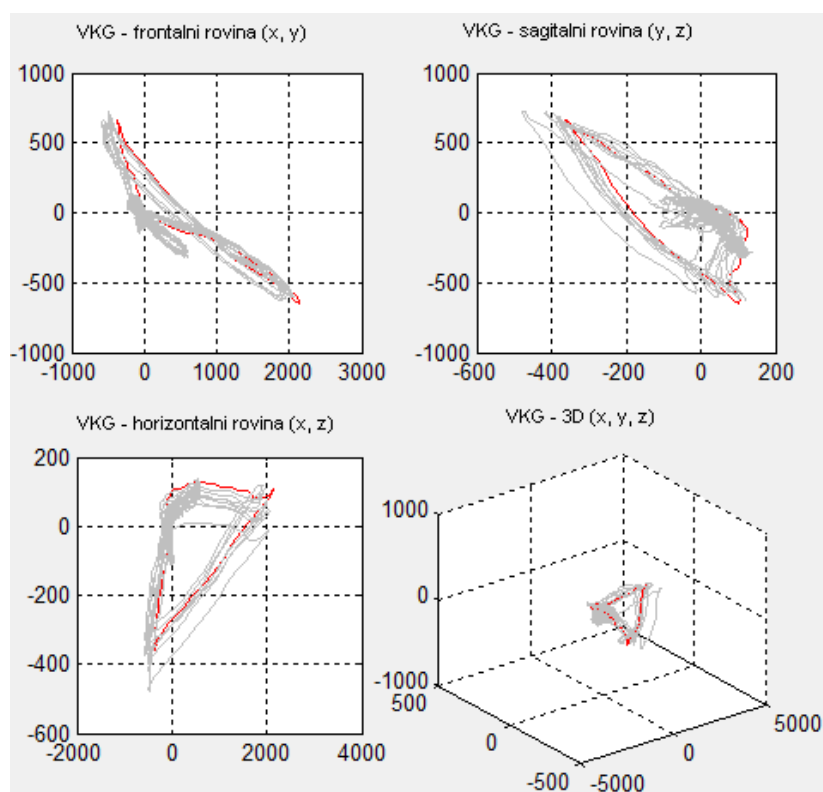
6.2.2 Vizualizace výsledků v rovinách

Po stisknutí příslušných tlačítek se automaticky vypočte VKG a zobrazí v náležitých polích rovin. Při změně rozsahu vykreslované délky signálů mezi červenými čarami (důležité pro aktuální a průměrné VKG smyčky) je nutno znovu stisknutí náležitého tlačítka.

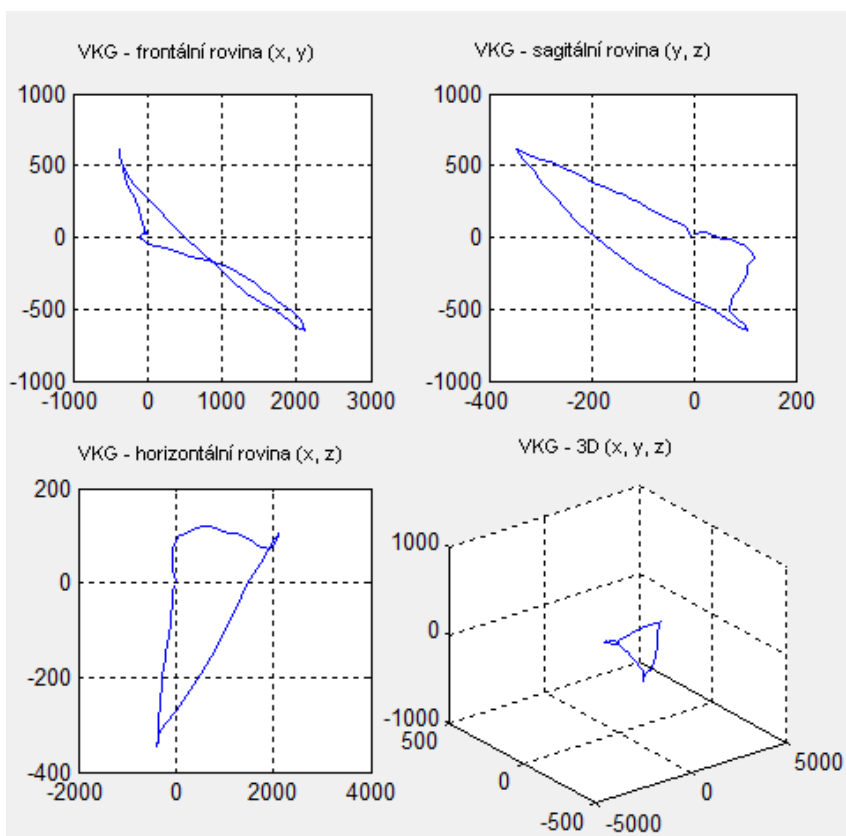


Obr. 41 Zobrazení aktuálních VKG smyček v jednotlivých rovinách

Pro načtení VKG signálů ze svodů x, y a z je potřeba stisknout tlačítka *Aktualni*, *Vsechny* či *Prumer*. Každé stisknutí slouží k znovu překreslení VKG signálů v grafických oknech.

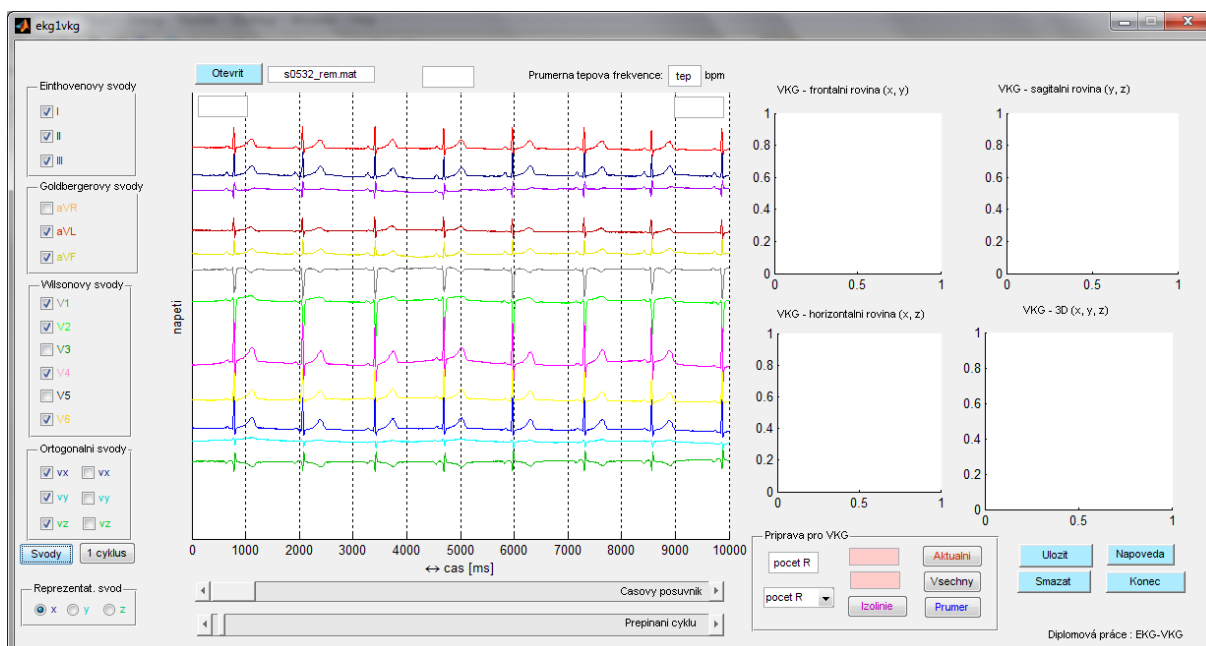


Obr. 42 Zobrazení VKG smyček všech srdečních cyklů spolu s aktuální smyčkou

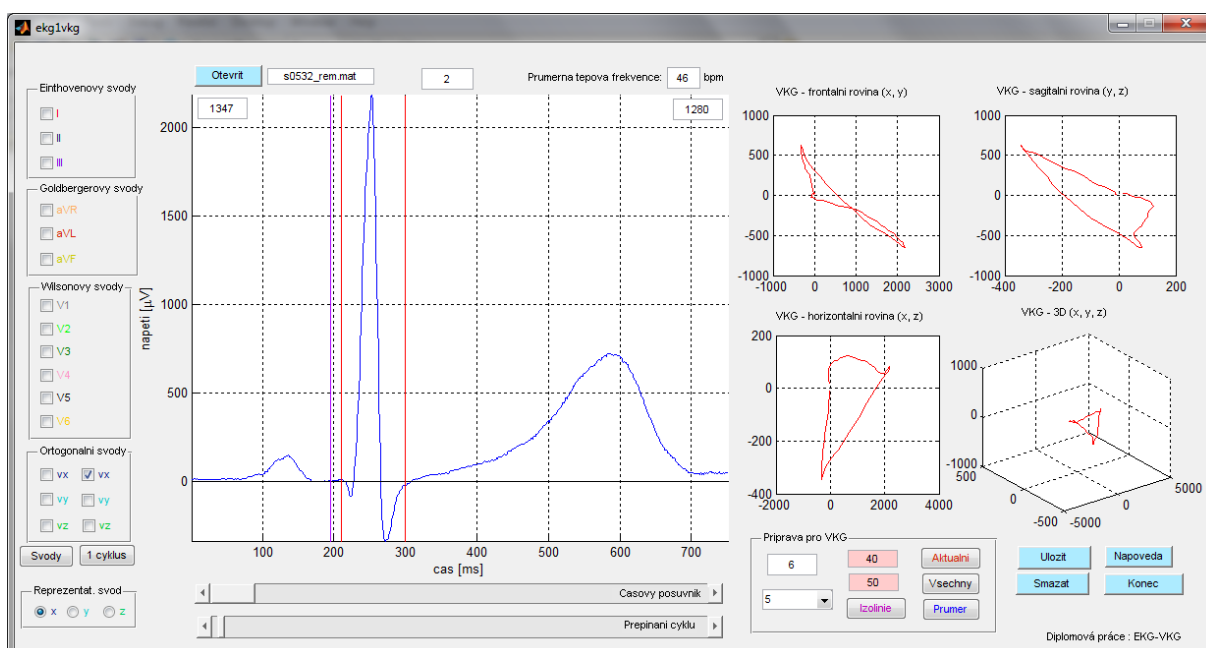


Obr. 43 Zobrazení průměrných VKG smyček v jednotlivých rovinách

Realizace programu je součástí elektronické přílohy diplomové práce.



Obr. 44 Vyobrazení všech svodů načteného záznamu



Obr. 45 Programová realizace EKG1VKG

7 Provedení testů na reálných záznamech a zpracování výsledků

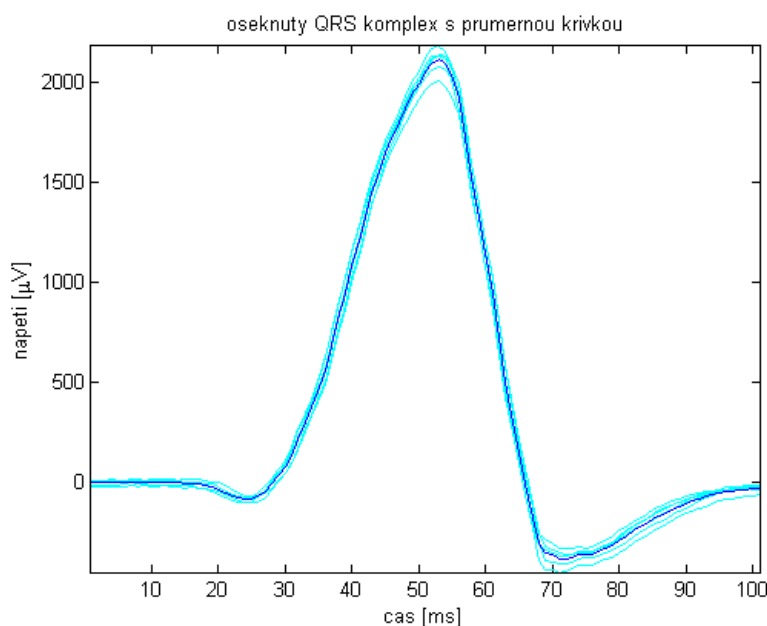
7.1 Intraindividualita

Intraindividuální porovnání (jedinečnost, variabilita záznamu u jedince) odlišuje jednotlivé osoby od ostatních. Z tohoto důvodu je nutno každý zaznamenaný kardiologický záznam hodnotit z pohledu osobní individuality. Prakticky velmi důležité jsou možnosti grafické prezentace výsledků zpracování statistického souboru. U každého zpracovávaného záznamu se hodnotí průměr a přílehlé hodnoty z oseknutých vzorků Frankových svodů. Jde nám tedy o informaci rozptýlení prvků kolem střední hodnoty, viz Obr. 46. Přerušováním záznamu je udávána časomíra.

Na vektorkardiogramu hodnotíme dobu trvání jednotlivých smyček, směr (smysl) rotace srdečního vektoru a tvary jednotlivých kliček. Z praktického hlediska je nejvýznamnější vektorkardiogram ve frontální rovině.

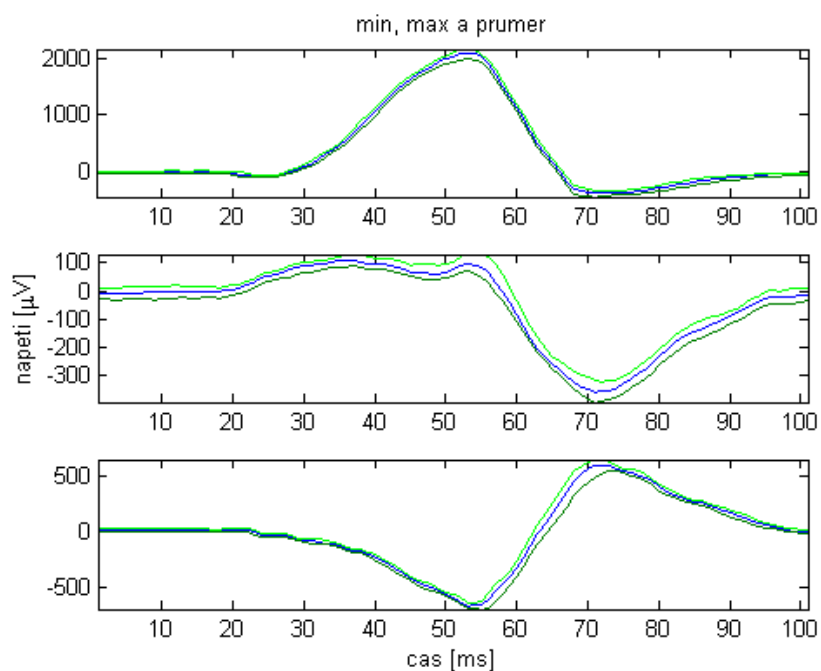
7.1.1 Statistické zpracování míry rozptylu

Jak již bylo zmíněno v kapitole 5.3.2 (Průměrné VKG křivky), hlavním krokem k získání potřebných hodnot je vyčlenění vhodného úseku EKG křivky okolí QRS komplexu. Takto osekuté komorové komplexy odpovídají jednotlivým časovým sériím, které jsou nakonec zprůměrnovány.

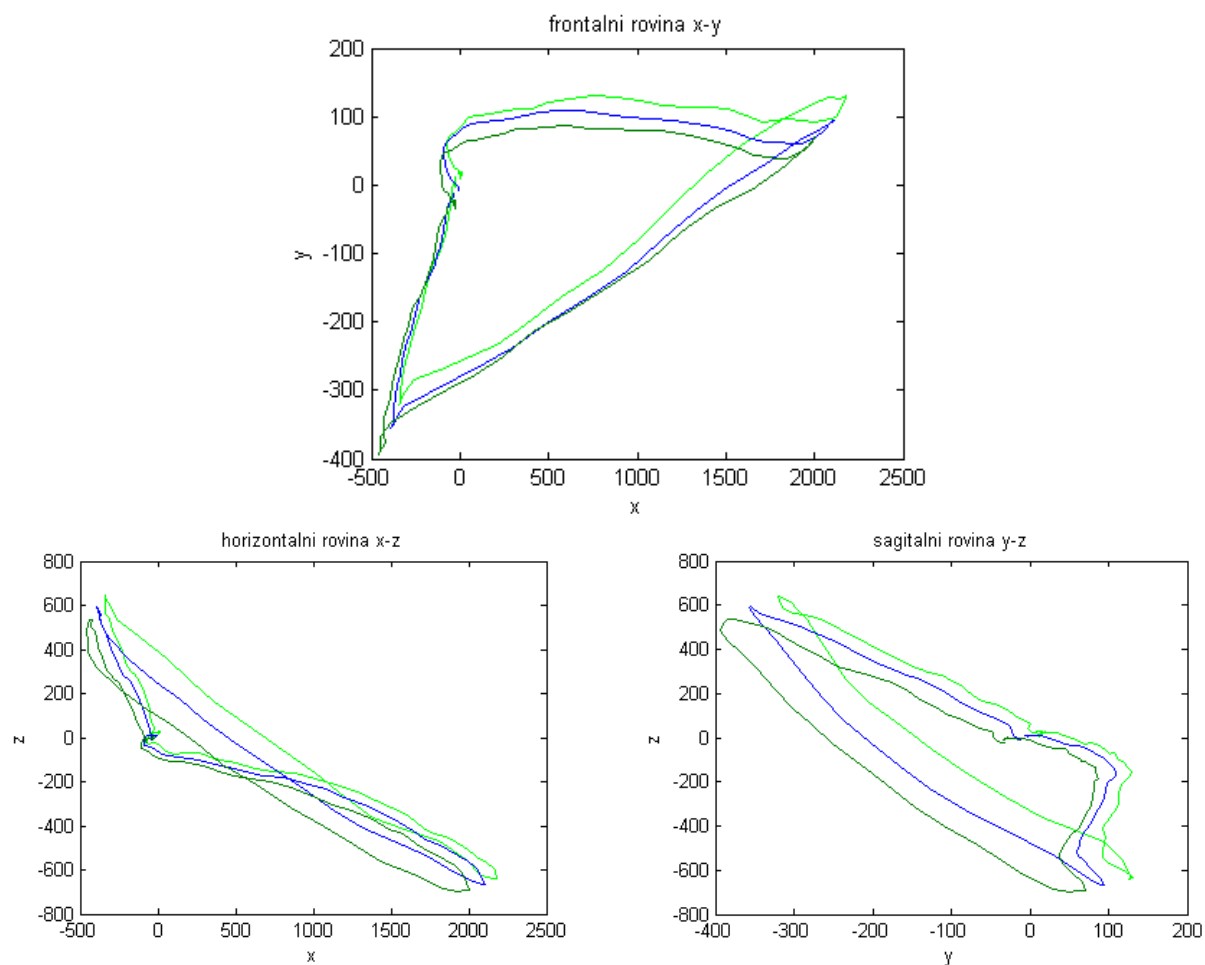


Obr. 46 Oseknutá R vlna Frankova svodu x
tmavě modrá: průměrná křivka, tyrkysová: křivky jednotlivých cyklů

Jednotlivé výsledky v grafické podobě jsou zobrazené na následujících obrázcích, kde je znázorněna maximální a minimální hodnota rozptylu (tmavě zeleně a zeleně), průměr (modře). Je tedy stanovena průměrná EKG vlna a z ní odvozen poměr mezi výškou R kmitu maximální a minimální hodnoty ve stejném časovém okamžiku. Grafická zobrazení se na první pohled mohou zdát zkreslená, je to dáno zúžením amplitudy signálu čili napětíové osy.



Obr. 47 Rozptyl max (tmavě zelená) a min průběhů (světle zelená) od průměrné křivky (modrá)
/Frankovy svody jdoucí shora: x, y, z/



OBR. Rozptyl maximálních a minimálních průběhů od průměrné křivky v rovinách

Vybrané úseky se poté s dostatečným časovým rozlišením navzorkují. V takto určené poloze každého časového vzorku je vypočtena charakteristika rozptýlení minimálního a maximálního průběhu od průměrné křivky. Jde o odvození poměru mezi napětovou úrovní stanovené průměrné EKG vlny (modrá) a napětovou úrovní mezních vln (zelené).

Pro další statistické hodnocení lze tento poměr přirovnat k rozdílu mezi naměřenou hodnotou y a hodnotou skutečnou Y . Takto je definována absolutní chyba:

$$\Delta = y - Y \quad (7.1)$$

Výhodné je vyčíslení napětového rozdílu pomocí procent. Relativní chyba je daná poměrem:

$$\delta = \Delta/y * 100 [\%] \quad (7.2)$$

Při určování relativní míry rozptylu hodnot veličiny od její střední hodnoty byl brán v úvahu jako stoprocentní údaj algebraický rozdíl maximální a minimální hodnoty průměrné křivky. Následující tabulky (Tab. 2 a Tab. 3) reprezentují výsledky výpočtů jednotlivých experimentů. V prvních třech sloupcích Tab. 2 jsou vyčísleny skutečné údaje oseknutých QRS komplexů z Obr. 46. Časové vzorky 10, 40, 50, 70 a 90 byly vybrány náhodně.

	svod x						
vzorky [ms]	min [μV]	průměr [μV]	max [μV]	absolutní min [μV]	absolutní max [μV]	relativní min [%]	relativní max [%]
10	-26,930	-6,069	7,083	20,861	13,152	0,835	0,526
40	996,907	1076,824	1146,926	79,917	70,102	3,198	2,805
50	1908,413	1991,178	2051,183	82,765	60,005	3,312	2,401
70	-448,676	-372,612	-318,389	76,064	54,223	3,044	2,170
90	-161,597	-112,231	-80,074	49,366	32,157	1,975	1,287

Tab. 2 Naměřené hodnoty a vypočtené odchylky

Z takto vypočtených ukazatelů lze absolutním srovnáním určit největší hodnotu rozdílu. V ukázce ortogonálního svodu x největší odchylka činí 110μV, což odpovídá přibližnému rozdílu 4,4%. Tento údaj lze nalézt v 54. vzorku Tab. 3.

Je nutno se zaměřit i na ostatní Frankovy svody, tj. y a z. Pro srovnání všech tří svodů jsou maximální relativní míry rozptylu uvedeny názorně takto (viz. Obr. 47):

svod x: 110μV (minimální křivka v 54. vzorku), což činí 4,4%

svod y: 63,7μV (maximální křivka v 57. vzorku), což činí 13,7%

svod z: 135,1μV (minimální křivka v 67. vzorku), což činí 10,7%

Délka zpracovaného ženského záznamu činila 10s, a proto je třeba při experimentu brát v úvahu záznam větší než 10s. Čím delší záznam, tím větší počet srdečních cyklů i detekovaných R vrcholů. Průměrné hodnoty se poté počítají z většího množství oseknutých komorových komplexů. Také rotace srdečního vektoru a tvary VKG smyček mohou dosahovat větších hodnot. Pro stejný signál byl zpracován záznam o délce 1 minuty, kdy největší odchylka svodu x činila 170,16μV. V přepočtu na procenta jde o 6,8%, čímž se změnila výsledná odchylka o 2,4%.

	svod x				svod y				svod z			
	absolutní min [μV]	absolutní max [μV]	relativní min [%]	relativní max [%]	absolutní min [μV]	absolutní max [μV]	relativní min [%]	relativní max [%]	absolutní min [μV]	absolutní max [μV]	relativní min [%]	relativní max [%]
2	23,408	11,769	0,937	0,471	22,102	18,441	4,749	3,963	13,395	17,634	1,062	1,398
4	21,232	12,786	0,850	0,512	26,346	19,778	5,661	4,250	18,306	21,599	1,451	1,712
6	21,054	10,212	0,842	0,409	20,589	19,116	4,424	4,108	15,895	21,896	1,260	1,736
8	22,208	10,807	0,889	0,432	24,666	18,621	5,300	4,001	9,337	17,860	0,740	1,416
10	20,861	13,152	0,835	0,526	24,410	18,460	5,245	3,967	12,265	24,324	0,972	1,929
12	18,679	16,331	0,747	0,653	22,653	22,799	4,868	4,899	9,361	17,288	0,742	1,371
14	21,162	13,844	0,847	0,554	21,563	22,472	4,633	4,829	12,282	16,086	0,974	1,275
16	19,644	21,358	0,786	0,855	19,473	17,146	4,184	3,684	14,542	16,883	1,153	1,339
18	20,046	23,206	0,802	0,929	24,549	12,653	5,275	2,719	14,392	9,749	1,141	0,773
20	24,239	31,888	0,970	1,276	19,793	14,995	4,253	3,222	16,897	12,759	1,340	1,012
22	24,432	31,571	0,978	1,263	20,369	13,766	4,377	2,958	15,325	16,274	1,215	1,290
24	18,626	19,254	0,745	0,770	21,779	15,267	4,680	3,281	16,349	16,404	1,296	1,301
26	23,696	19,689	0,948	0,788	18,189	9,356	3,908	2,010	11,435	10,201	0,907	0,809
28	30,002	26,180	1,200	1,048	25,099	12,768	5,393	2,744	16,355	18,164	1,297	1,440
30	32,140	32,837	1,286	1,314	23,675	12,043	5,087	2,588	14,874	11,961	1,179	0,948
32	53,004	50,825	2,121	2,034	23,752	14,555	5,104	3,127	15,971	25,924	1,266	2,055
34	44,983	37,646	1,800	1,506	19,328	9,567	4,153	2,056	16,073	16,221	1,274	1,286
36	70,795	65,633	2,833	2,626	23,738	16,746	5,101	3,598	16,668	15,684	1,321	1,243
38	78,940	71,285	3,159	2,852	22,981	24,092	4,938	5,177	15,762	21,647	1,250	1,716
40	79,917	70,102	3,198	2,805	16,595	21,272	3,566	4,571	30,690	21,269	2,433	1,686
42	78,060	74,752	3,123	2,991	16,562	23,453	3,559	5,040	24,785	18,313	1,965	1,452
44	61,394	67,067	2,457	2,684	17,029	24,134	3,659	5,186	27,213	26,024	2,158	2,063
46	61,686	53,547	2,468	2,143	18,953	30,483	4,073	6,550	19,324	26,999	1,532	2,141
47	59,165	53,954	2,367	2,159	22,325	33,907	4,797	7,286	28,410	31,814	2,252	2,522
48	73,310	60,694	2,933	2,429	21,697	34,332	4,662	7,377	25,388	34,795	2,013	2,759
50	82,765	60,005	3,312	2,401	22,106	25,515	4,750	5,483	23,788	15,424	1,886	1,223
52	104,052	75,482	4,164	3,020	25,183	29,032	5,411	6,238	18,205	34,887	1,443	2,766
54	110,004	64,291	4,402	2,573	29,113	37,216	6,256	7,997	28,591	24,350	2,267	1,931
56	81,288	71,258	3,253	2,851	35,443	54,901	7,616	11,797	74,215	57,721	5,884	4,576
58	80,818	74,154	3,234	2,967	31,606	61,753	6,792	13,269	87,338	53,460	6,924	4,238
60	70,019	67,646	2,802	2,707	27,604	51,772	5,932	11,125	73,129	59,533	5,798	4,720
62	85,221	85,338	3,410	3,415	16,598	42,292	3,567	9,088	87,419	69,106	6,931	5,479
64	54,090	74,363	2,164	2,976	12,309	32,479	2,645	6,979	107,710	79,678	8,540	6,317
66	52,960	76,386	2,119	3,057	18,553	30,834	3,987	6,625	125,500	98,751	9,950	7,829
68	83,792	49,576	3,353	1,984	23,963	40,022	5,149	8,600	129,958	88,157	10,303	6,989
70	76,064	54,223	3,044	2,170	34,706	44,877	7,458	9,643	112,249	64,730	8,899	5,132
72	63,169	48,855	2,528	1,955	35,617	34,567	7,653	7,428	79,707	49,512	6,319	3,925
74	52,605	36,152	2,105	1,447	33,194	28,590	7,133	6,143	27,611	26,141	2,189	2,072
76	59,372	39,115	2,376	1,565	31,271	24,114	6,719	5,182	19,290	34,770	1,529	2,757
78	55,138	41,077	2,206	1,644	35,348	26,639	7,595	5,724	26,273	31,232	2,083	2,476
80	61,403	48,538	2,457	1,942	34,925	21,664	7,505	4,655	40,854	21,627	3,239	1,715
82	62,999	44,664	2,521	1,787	35,836	23,356	7,700	5,019	28,101	18,335	2,228	1,454
84	63,426	45,955	2,538	1,839	32,746	27,050	7,036	5,812	16,515	16,618	1,309	1,318
86	61,352	44,746	2,455	1,790	31,324	30,077	6,731	6,463	23,595	17,414	1,871	1,381
88	54,943	40,869	2,198	1,635	29,568	26,437	6,353	5,681	34,342	21,958	2,723	1,741
90	49,366	32,157	1,975	1,287	24,145	18,466	5,188	3,968	39,755	25,499	3,152	2,022
92	51,120	27,110	2,046	1,085	27,890	18,328	5,993	3,938	29,168	34,040	2,312	2,699
94	45,706	21,230	1,829	0,849	27,301	18,524	5,866	3,980	30,580	22,580	2,424	1,790
96	39,957	21,681	1,599	0,868	23,378	25,054	5,024	5,384	17,814	22,954	1,412	1,820
98	35,706	17,631	1,429	0,705	23,790	23,251	5,112	4,996	13,239	10,828	1,050	0,858
100	33,621	13,414	1,345	0,537	21,368	25,283	4,591	5,433	17,151	16,868	1,360	1,337

Tab. 3 Přehled vypočtených absolutních a relativních odchylek od průměrných hodnot

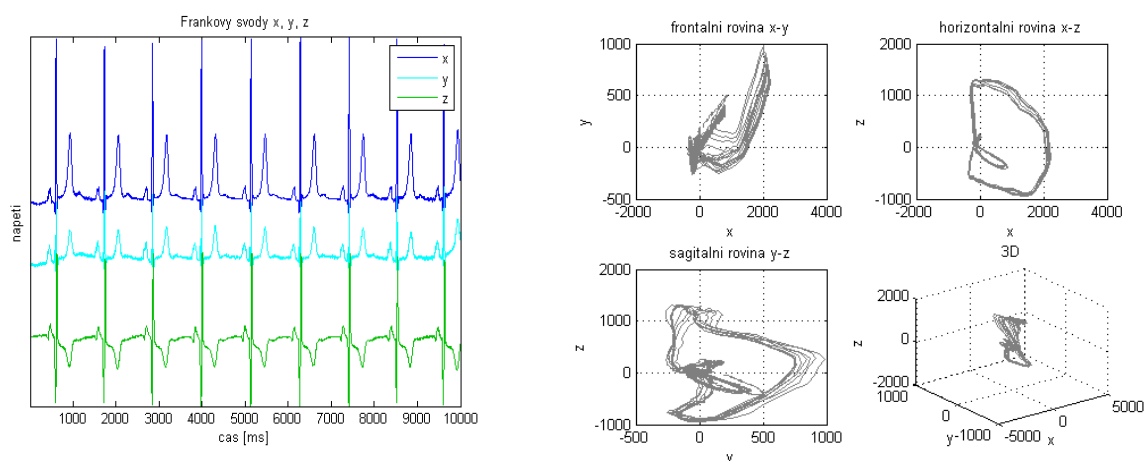
7.2 Vyhodnocení výsledků a testy

V této podkapitole jsou vyhodnoceny výsledky jednotlivých fyziologických záznamů, k nimž je přiřazeno názorné grafické zobrazení. Charakteristiky rozptýlení (variability) udávají, v jak velké míře kolísají hodnoty minimální a maximální veličiny kolem střední hodnoty. Hodnoceny jsou záznamy se stejnou časovou délkou záznamu, aby byla zachována vypovídací hodnota.

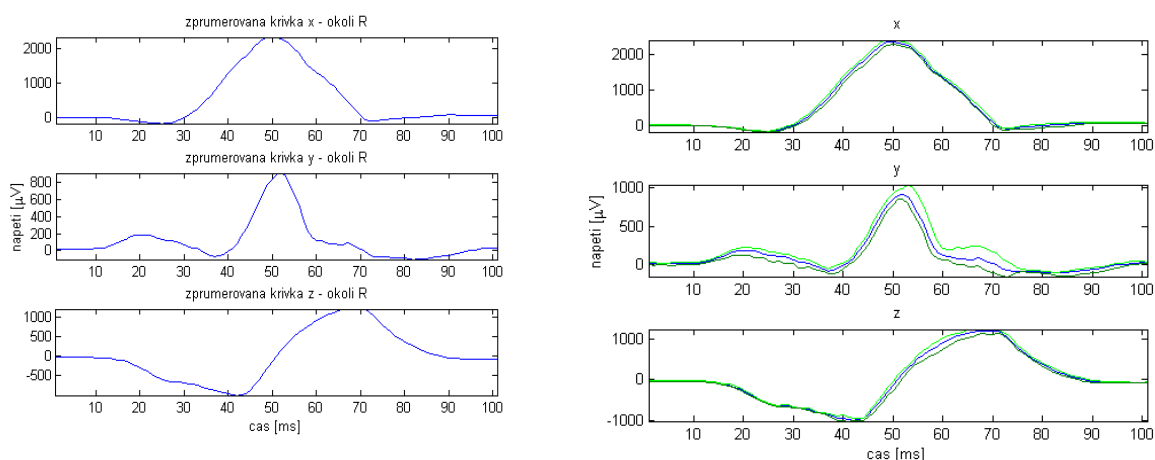
7.2.1 Porovnání fyziologických záznamů

Matematická statistika předpokládá zpracování výsledků zpracovaných dat na základě provedených opakovaných analýz, z kterých můžeme poté vycházet. Interindividualita je způsobena rozdílností výsledných závěrů u každého jedince (ve skupině lidí). Pro možnost porovnání byli náhodně vybráni zdraví jedinci mužského i ženského pohlaví. Pro názornost je uvedeno osm patientských záznamů, z čehož čtyři záznamy jsou detailněji zobrazeny. Záznam č. 1 již figuruje v předchozích kapitolách této práce.

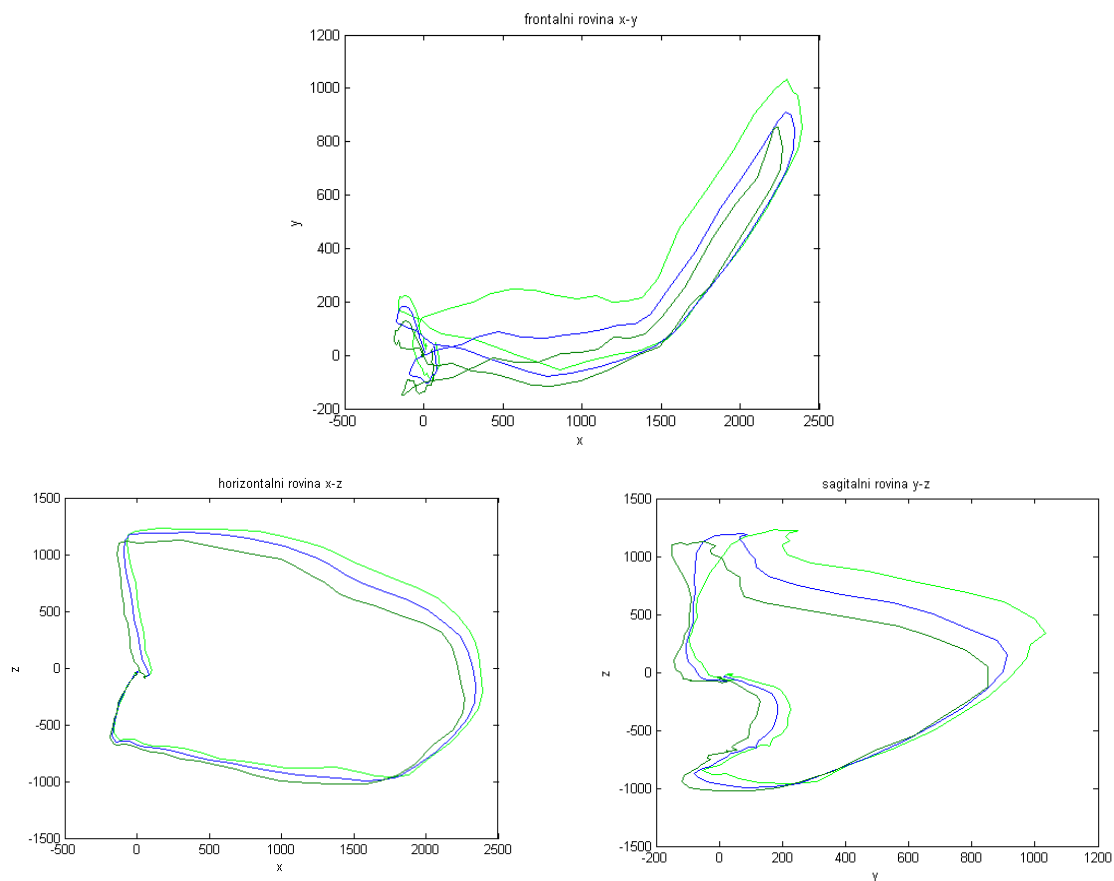
7.2.1.1 Záznam č. 2 – žena



Obr. 48 Frankovy svody a VKG smyčky všech průmětů



Obr. 49 Oseknuté křivky max (tm, zelená) a min průběhů (sv, zelená) od průměrné křivky (modrá)

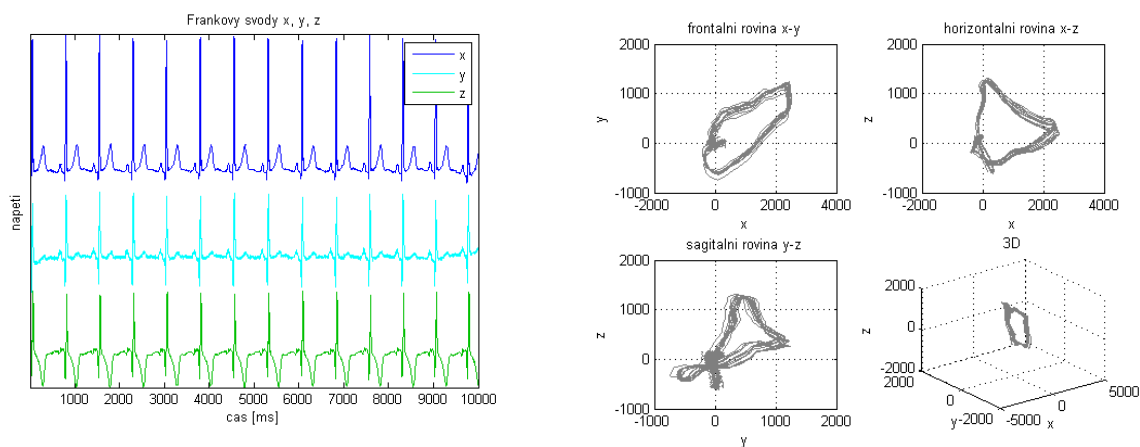


Obr. 50 Odlišnost maximálních a minimálních průběhů od průměrné křivky v rovinách

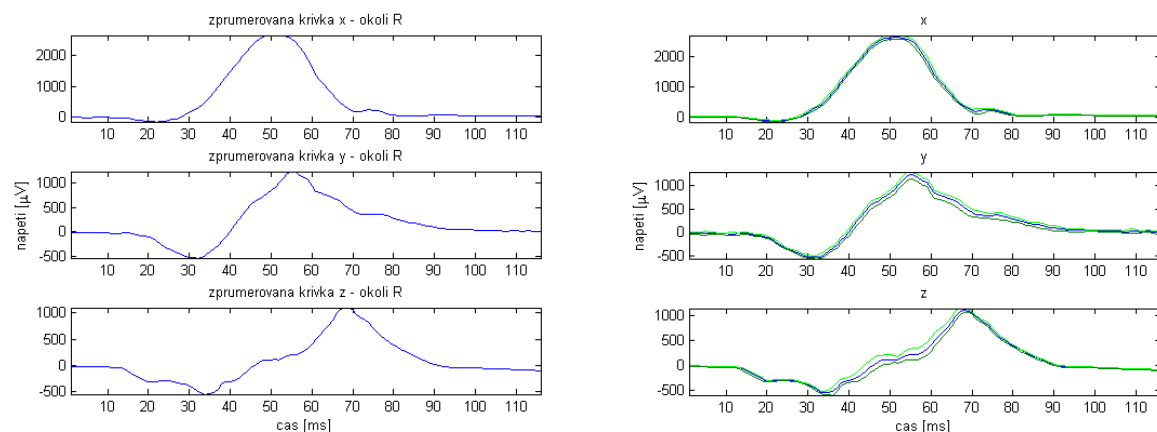
Shrnutí variability kolísání minimální a maximální křivky od průměru (záznam č.2):

svod x		svod y		svod z	
min	max	min	max	min	max
46	38	57	57	59	58
146,45 μ V	101,55 μ V	136,03 μ V	238,76 μ V	175,35 μ V	122,25 μ V
5,8%	4%	13,4%	23,4%	8%	6,8%

7.2.1.2 Záznam č. 3 – muž



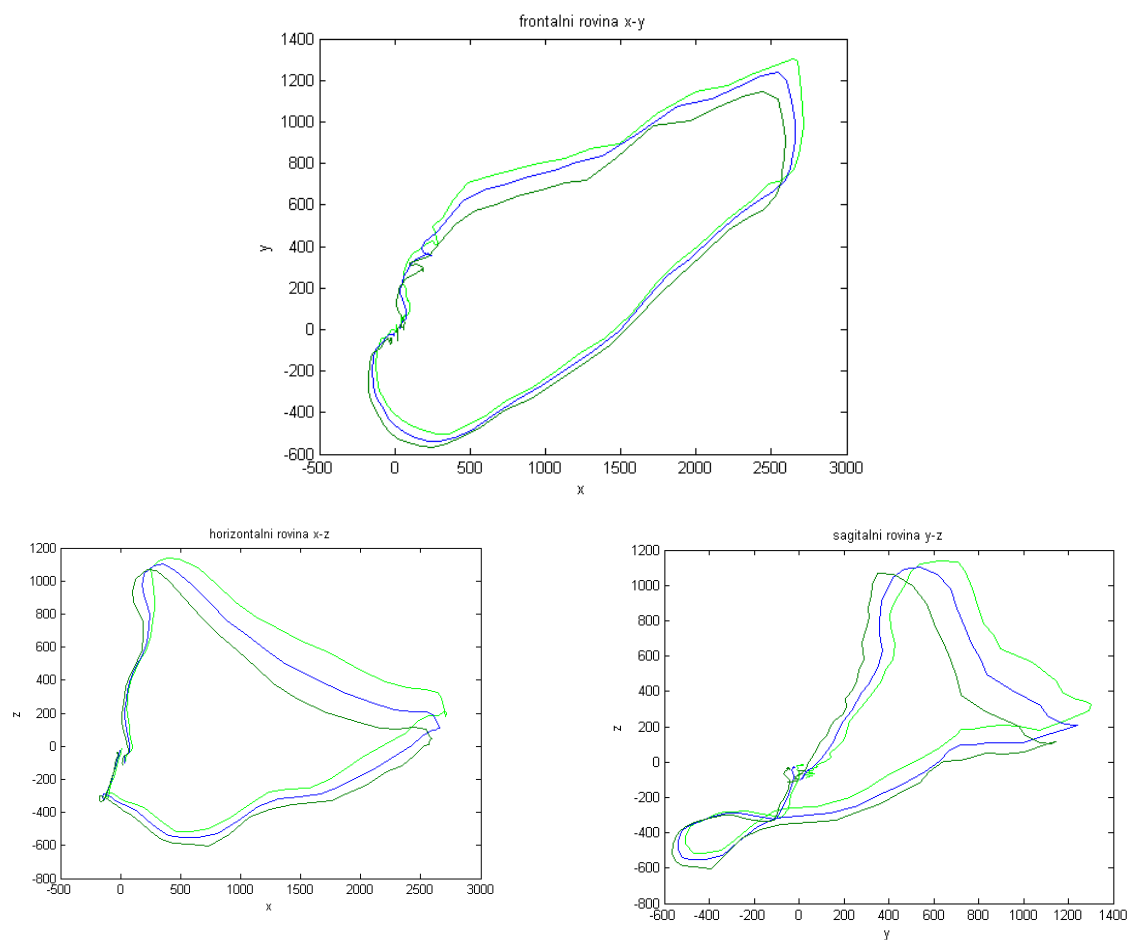
Obr. 51 Frankovy svody a VKG smyčky všech průmětů



Obr. 52 Oseknuté křivky max (tm. zelená) a min průběhů (sv. zelená) od průměrné křivky (modrá)

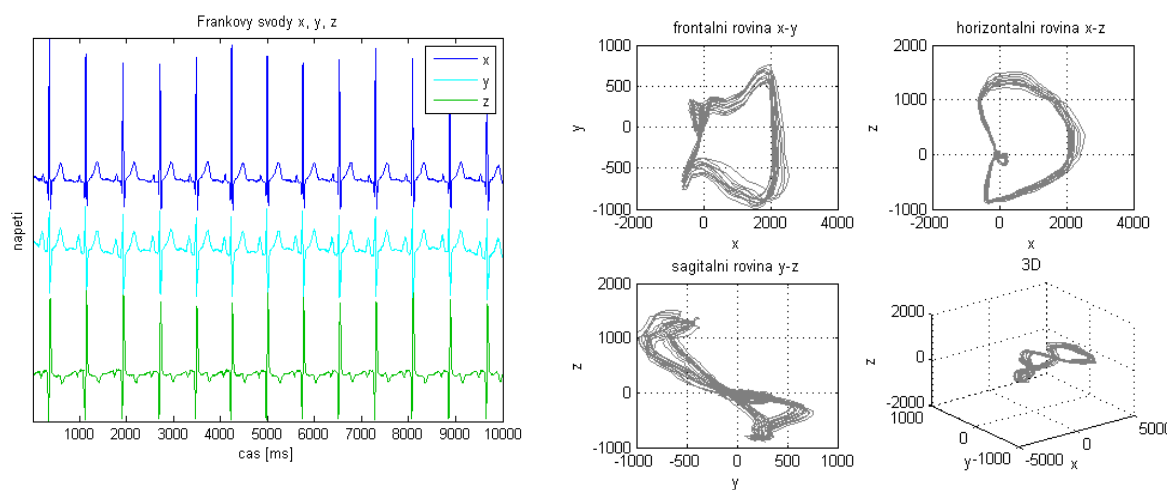
Shrnutí variability kolísání minimální a maximální křivky od průměru (záznam č.3):

svod x		svod y		svod z	
min	max	min	max	min	max
59	60	69	53	60	60
156,99μV	120,34μV	117,24μV	110,03μV	125,16μV	157,54μV
5,6%	4,3%	6,6%	6,2%	7,6%	9,5 %

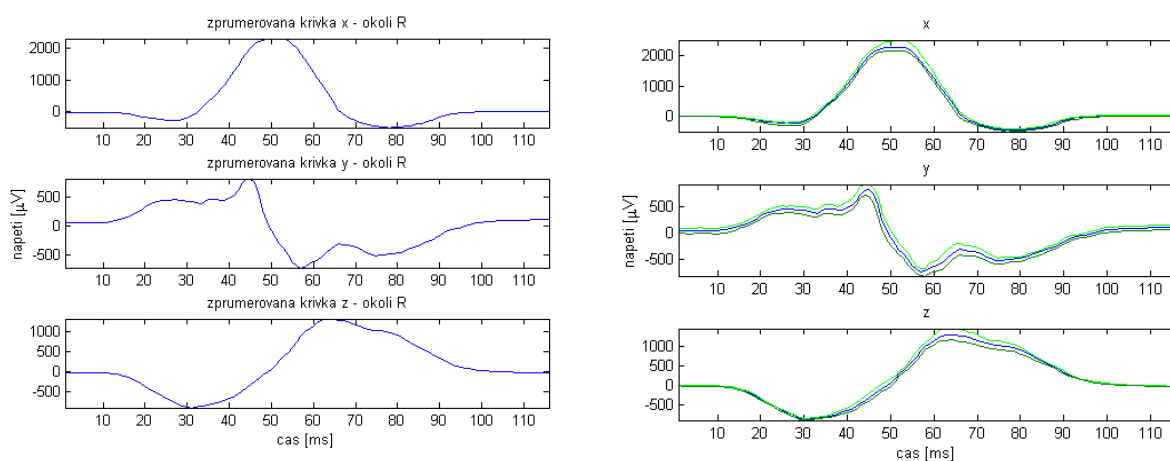


Obr. 53 Odlišnost maximálních a minimálních průběhů od průměrné křivky v rovinách

7.2.1.3 Záznam č. 4 – muž



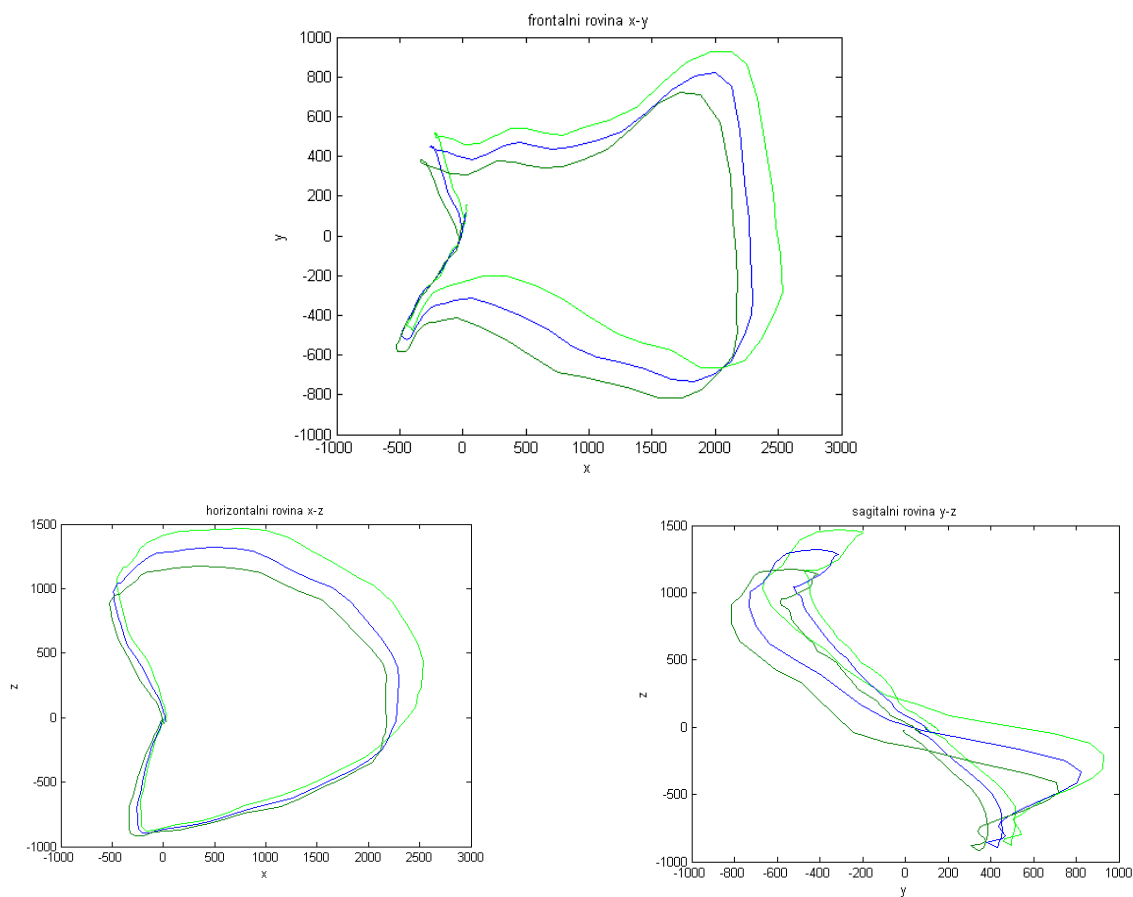
Obr. 54 Frankovy svody a VKG smyčky všech průmětů



Obr. 55 Oseknuté křivky max (tmavě zelená) a min průběhů (světle zelená) od průměrné křivky (modrá)

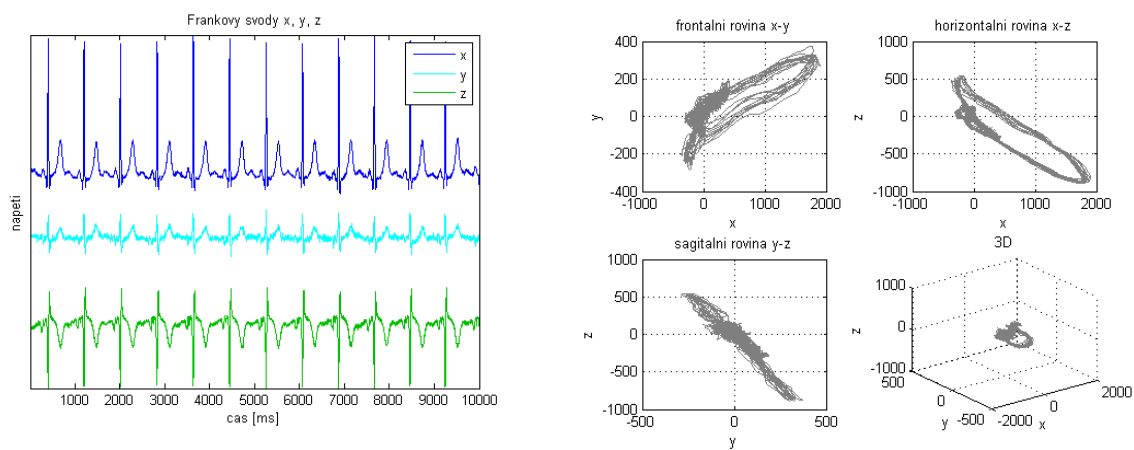
Shrnutí variability kolísání minimální a maximální křivky od průměru (záznam č.4):

svod x		svod y		svod z	
min	max	min	max	min	max
64	54	47	47	63	61
141,56μV	248,40μV	226,79μV	166,25μV	153,06μV	164,24μV
5,1%	8,9%	14,6%	10,7%	6,9%	7,4 %

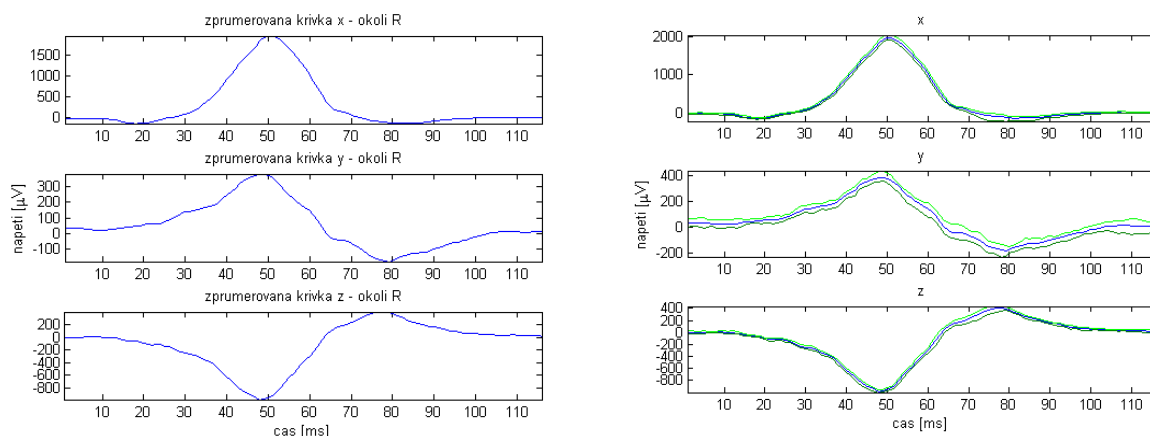


Obr. 56 Odlišnost maximálních a minimálních průběhů od průměrné křivky v rovinách

7.2.1.4 Záznam č. 5 – muž



Obr. 57 Frankovy svody a VKG smyčky všech průmětů

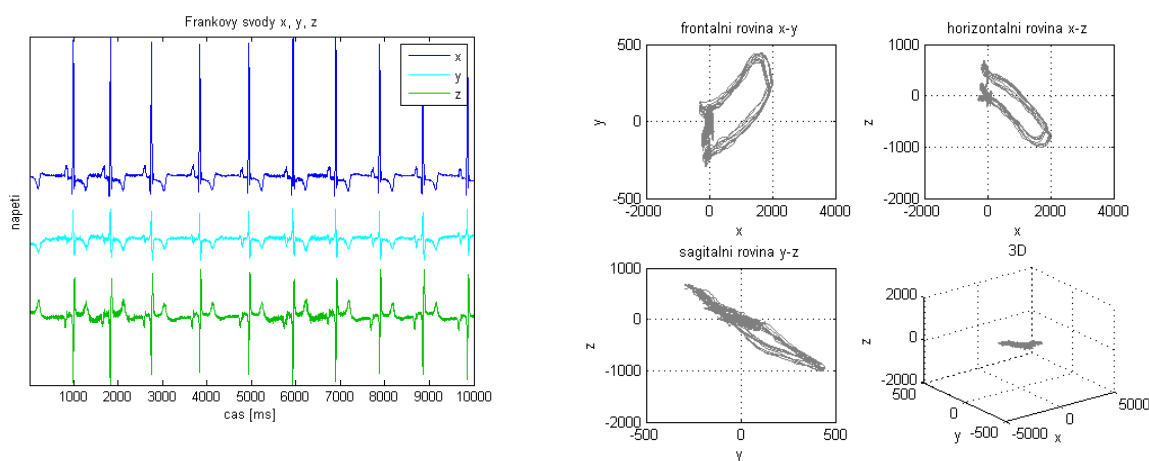


Obr. 58 Oseknuté křivky max (tmavě zelená) a min průběhů (světle zelená) od průměrné křivky (modrá)

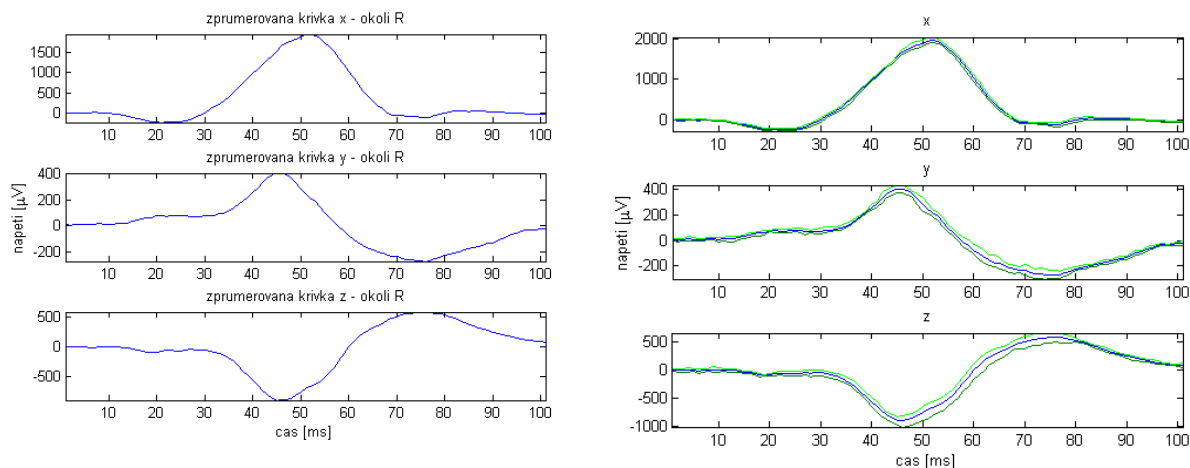
Shrnutí variability kolísání minimální a maximální křivky od průměru (záznam č.5):

svod x		svod y		svod z	
min	max	min	max	min	max
76	53	60	67	73	62
119,60μV	94,46μV	69,02μV	68,12μV	90,93μV	72,33μV
5,7%	4,5%	12,4%	12,2%	6,6%	5,2 %

7.2.1.5 Záznam č. 6 – muž



Obr. 59 Frankovy svody a VKG smyčky všech průmětů

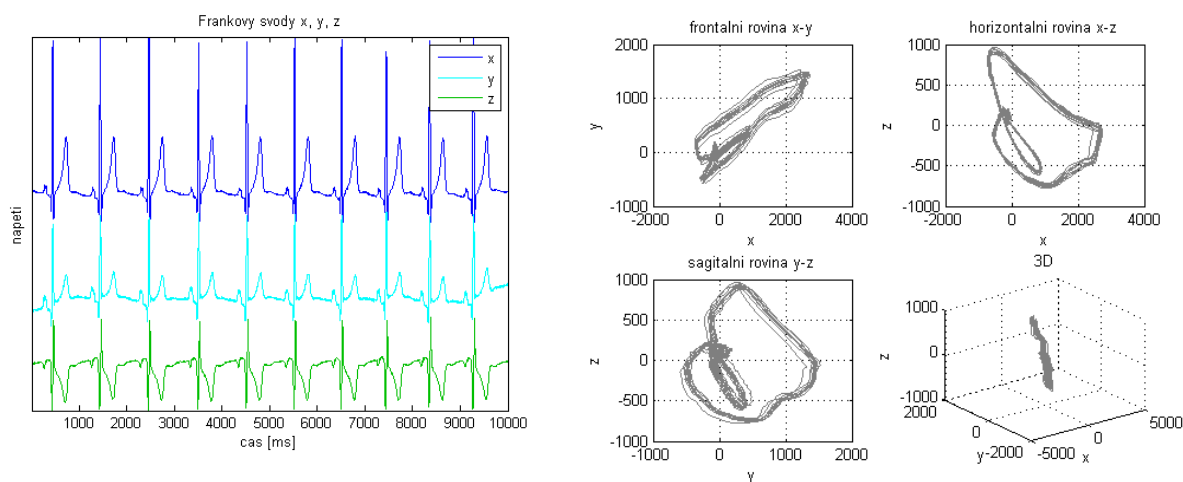


Obr. 60 Oseknuté křivky max (tmavě zelená) a min průběhů (světle zelená) od průměrné křivky (modrá)

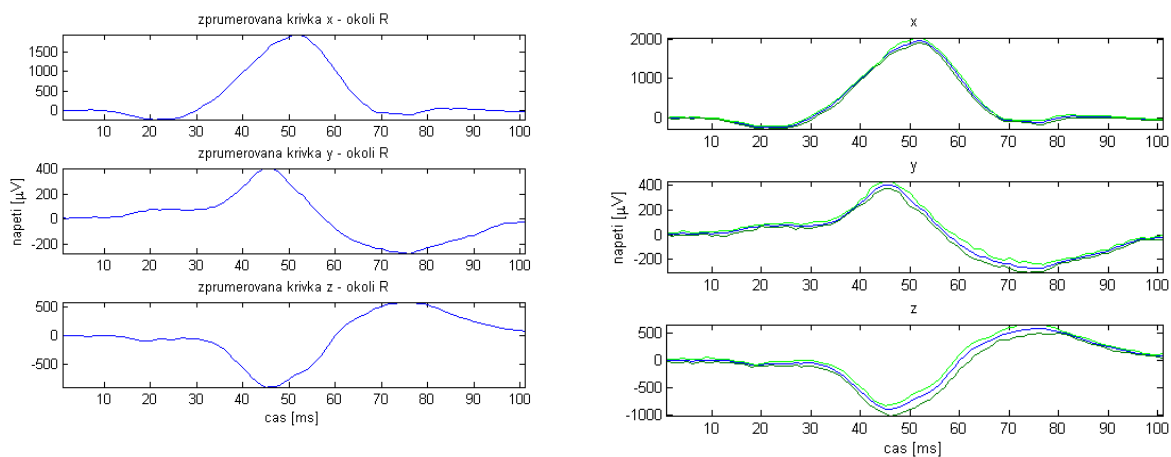
Shrnutí variability kolísání minimální a maximální křivky od průměru (záznam č. 6):

svod x		svod y		svod z	
min	max	min	max	min	max
69	58	60	74	72	71
94,18μV	102,08μV	51,84μV	62,61μV	184,84μV	114,55μV
4,6%	4,6%	7,6%	9,2%	12,4%	7,7 %

7.2.1.6 Záznam č. 7 – muž



Obr. 61 Frankovy svody a VKG smyčky všech průmětů

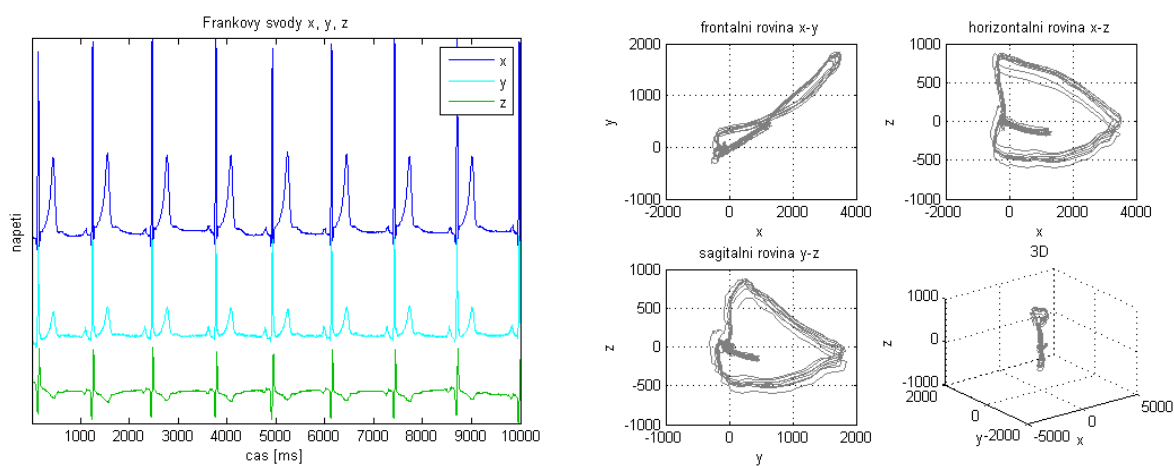


Obr. 62 Oseknuté křivky max (tmavě zelená) a min průběhů (světle zelená) od průměrné křivky (modrá)

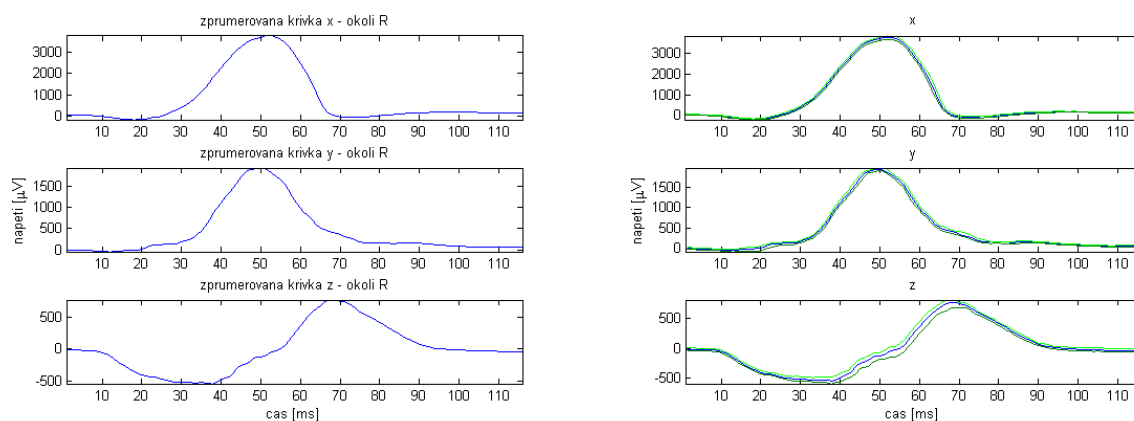
Shrnutí variability kolísání minimální a maximální křivky od průměru (záznam č.7):

svod x		svod y		svod z	
min	max	min	max	min	max
61	76	79	78	79	78
233,85 μ V	122,35 μ V	89,62 μ V	148,73 μ V	65,52 μ V	56,71 μ V
6,9%	3,6%	4,6%	7,6%	3,9%	3,4 %

7.2.1.7 Záznam č. 8 – muž



Obr. 63 Frankovsky svody a VKG smyčky všech průmětů



Obr. 64 Oseknuté křivky max (tmavě zelená) a min průběhů (světle zelená) od průměrné křivky (modrá)

Shrnutí variability kolísání minimální a maximální křivky od průměru (záznam č.8):

svod x		svod y		svod z	
min	max	min	max	min	max
63	63	45	58	61	58
243,05μV	234,36μV	102,55μV	98,09μV	131,69μV	92,95μV
6,1%	5,9%	5,2%	5%	10%	7,1 %

7.2.2 Shrnutí zpracovaných dat

Po provedení experimentů a zpracování signálu je možné hodnotit interindividualitu kardiografických záznamů. Předpokládaným cílem bylo, aby se rozptyly jednotlivých maximálních a minimálních hodnot co nejvíce blížily hodnotám průměrným. Podstatné snížení rozptylu přinesla korekce na izoelektrickou nulu v definovaném bodu průběhu každého svodu. Jak lze vysledovat z předchozí podkapitoly, mezi jednotlivými křivkami je významný statistický rozdíl především u svodu y.

Z výsledků statistického testu vychází, že po korekci EKG signálu na izoelektrickou linii jde o relativní rozptyl signálu zhruba o 7,5%. Největší absolutní odchylka se při analýze vyskytovala u svodu x okolo dosažení vrcholu R vlny. V průběhu svodu y se projevil tento maximální rozptyl v segmentu mezi R a S kmitem. U svodu z se jednalo o výsledky s větší individualitou. Hodnocení jednotlivých pacientů je uvedeno vždy pod grafickou analýzou záznamu.

Závěr

Účelem této práce je snaha obnovit a uplatnit v klinice prostorové zobrazení elektrického srdečního pole pro lepší pochopení srdečních změn. Tímto směrem se cíleně ubíral akademik Vilém Laufberger v jeho významné práci. Po svých experimentech Laufberger přijal ke svému dílu standardizované svody dle Franka, na nichž je tato práce založena.

Výsledkem diplomové práce je návrh programové realizace výpočtu a grafické vizualizace vektorkardiografických signálů v prostoru ve třech rovinách (horizontální, frontální a sagitální) ze tří ortogonálních Frankových svodů. Ortogonální systémy snímání poskytují prostorový obraz o vzniku a šíření srdečního vzruchu. Vytvoření tohoto grafického rozhraní předcházelo zpracování elektrokardiografických záznamů. Předzpracováním EKG se rozumí filtrace signálu a korekce izoelektrické linie. Většina algoritmů vycházela z detekce významných bodů elektrokardiogramu, především R vlny komorového komplexu. Při analýze bylo využito metody FFT a vlnkové transformace.

Navržená programová aplikace umožňuje zobrazovat 15 načtených svodů, přičemž dále pracuje s ortogonálními svody dle Franka. Mimo přepočtu na vektorkardiografické smyčky všech srdečních cyklů aplikace vyobrazuje aktuální či průměrné VKG smyčky. Ze záznamů je také počítána průměrná tepová frekvence. Součástí aplikace je manuální volba výběru délky QRS komplexu, reprezentativního svodu, počet cyklů pro výpočet průměrných hodnot a informace o časovém údaji následující či předcházející detekované R vlny. Konečnou podobu programu ovlivnily odborné konzultace s MUDr. Františkem Jurkem z Městské nemocnice Ostrava.

Práce dále umožňuje srovnávání fyziologických stavů sledovaných dalšími objektivními matematickými metodami. Data byla analyzována z pohledu interindividuality jedince, kdy byla počítána charakteristika rozptýlení hodnot minimální a maximální veličiny kolem průměrné hodnoty. Na základě provedených analýz je zřejmé, že se VKG smyčky u každého pacienta značně liší, což podporují výsledné grafy při srovnávání. Při hodnocení je možno shlédnout výhody a bohatost informací prostorového obrazu VKG. Vektorkardiografie zlepšuje lokalizace komorového komplexu EKG křivky a ve svých třech svodech neobsahuje menší diagnostickou informaci než dvanácti svodové EKG.

Výsledky této práce mohou být přínosem pro následující výzkumy, zabývající se tématem elektrofyziologických vlastností srdce. Navržená aplikace může případně najít uplatnění v klinických oblastech.

Seznam použité literatury

- [1] KHAN, G. M.: *EKG a jeho hodnocení*. Praha: Grada Publishing, 2005. 348 s. ISBN 80-247-0910-4.
- [2] PENHAKER, M., IMRAMOVSKÝ, M., TIEFENBACH, P., KOBZA, F.: *Lékařské diagnostické přístroje - učební texty*, 2004. 332 s. ISBN 80-248-0751-3.
- [3] *Wikipedie* [online]. 2011 [cit. 2012-01-05]. <<http://cs.wikipedia.org/wiki/Srdce>>.
- [4] *Wikiskripta* [online]. [cit. 2012-01-09].
< <http://www.wikiskripta.eu/index.php/Elektrokardiografie>>.
- [5] MALMIVUO, J. , PLONSEY, R.: *Bioelectromagnetism*. New York: Oxford University Press, 1995
- [6] DRŽKA, Z.: *Elektrokardiologické období vědecké činnosti akademika Viléma Laufbergera*. Časopis lékařů českých, 1990, roč. 129, č 34, s. 1070-1074.
- [7] *Mediset* [online]. 2011 [cit. 2012-01-10]. EKG elektrody. <<http://www.mediset.cz/ekg>>.
- [8] *VCG* [online]. 8.6.2005 [cit. 2012-01-09].
< <http://www.monte.amu.edu.pl/NURSE/image10a.jpg>>.
- [9] KRÁL, V.: *Spaciokardiografie. K 20. výročí úmrtí akademika Viléma Laufbergera*. Cor et Vasa, 2006, 48(9).
- [10] *PhysioBank* [online]. 18. 04. 2006 [cit. 2010-12-14].
<<http://www.physionet.org/physiobank/database/ptbdb/>>.
- [11] ZAPLATÍLEK, K., DOŇAR, B.: *MATLAB - začínáme se signály*. Praha : BEN – technická literatura, 2006. 272 s. ISBN 80-7300-200-0.
- [12] *EKG na VKG* [online]. 2010 [cit. 2012-01-08].
<<http://home.agh.edu.pl/~august/pub/pdf/p32.pdf>>.
- [13] *Teorie elektrického prostoru srdečního*. Československá fyziologie, 1975, roč. 24, s. 551-554.
- [14] [online]. 2006 [cit. 2011-12-12]
<http://www.biomed.cas.cz/physiolres/pdf/59%20Suppl%201/59_S51.pdf>.
- [15] ZAPLATÍLEK, K., DOŇAR, B.: *MATLAB – tvorba uživatelských aplikací*. Praha : BEN – technická literatura, 2004. 216 s. ISBN 80-7300-133-0.
- [16] *Úvod do vlnkové transformace*. [online]. 2001 [cit. 2012-03-18]
<<http://measure.feld.cvut.cz/usr/staff/smid/wavelets/wavelet-intro-html.html>>
- [17] PROCHÁZKA, A., HOŠŤÁLKOVÁ, E.: *Zpracování biomedicínských signálů a obrazů pomocí wavelet transformace*. Automatizace. 2007, 6, s. 397-401.
- [18] [online]. 2011 [cit. 2012-2-12] *Significance of vectorcardiogram in kardiology diagnosis in 21st century* < <http://eminencevcg.com/significance.html>>.

Seznam příloh

PŘÍLOHA I. – UKÁZKA PROGRAMOVÉ REALIZACE EKG1VKG	-1-
---	------------

